

**PROCESAMIENTO DE IMÁGENES PARA LA ADQUISICIÓN  
DE SEÑALES BIOLÓGICAS MEDIANTE TÉCNICAS  
FOTOPLETISMOGRÁFICAS EN PACIENTES NEONATOS**

**LEIDY JOHANA QUINTERO LÓPEZ**

**JAN CARLO GÓMEZ SIERRA**

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA  
FACULTAD DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA, FÍSICA Y CIENCIAS DE LA  
COMPUTACIÓN  
Pereira, Junio de 2020**

**PROCESAMIENTO DE IMÁGENES PARA LA ADQUISICIÓN DE  
SEÑALES BIOLÓGICAS MEDIANTE TÉCNICAS  
FOTOPLETISMOGRÁFICAS EN PACIENTES NEONATOS**



Tesistas:

**LEIDY JOHANA QUINTERO LÓPEZ  
JAN CARLO GÓMEZ SIERRA**

Director:

**GUSTAVO ADOLFO OSPINA  
MSc. Instrumentación Física  
Universidad Tecnológica de Pereira**

Documento presentado como requisito para optar al título de:  
**Ingeniero Físico**

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA  
FACULTAD DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA, FÍSICA Y CIENCIAS DE LA  
COMPUTACIÓN  
Pereira, junio de 2020**

## Nota de aceptación

---

---

---

---

Jurado

---

Jurado

---

Jurado

Pereira, \_\_\_\_\_ de 2020.

A winner is a dreamer who never gives up.

Nelson Mandela, 1990.

The imagination of nature is far, far greater than  
the imagination of man.

Richard P. Feynman.

## **Dedicatoria**

A nuestra familia, que inculcó en cada uno de nosotros metas y propósitos para llevar a cabo este proyecto de vida.

A nuestros maestros, que nos enseñaron con paciencia y dedicación.

A todas las personas que hicieron parte de nuestra cotidianidad a lo largo del desarrollo de la tesis.

Gracias a todos.

## Agradecimientos

Agradecemos en primer lugar a Dios, por permitirnos la vida, la curiosidad y la posibilidad de estudiar las maravillas del Universo.

Agradecemos al Grupo de Investigación Ingeniería Biomédica y Ciencias Forenses (BIOIF), por darnos el acceso a algunas herramientas utilizadas para las pruebas iniciales, aparte del apoyo de algunos sus integrantes para la realización de la tesis.

Al ingeniero y profesor Gustavo Adolfo Ospina Torres, por guiarnos en este proceso, además por su criterio profesional y por ser el gestor de la idea de investigación.

A nuestras familias y amigos, por su apoyo incondicional, su amor y su participación en el desarrollo de las pruebas.

A nuestros profesores, por todo el conocimiento que nos transmitieron y sus experiencias de vida motivadoras. A los profesores Edwin Andrés Quintero, Jovanny Bedoya Guapacha, Francisco Cataño y Alberto Gómez, porque sus clases nos motivaron aún más en este proceso de formación en la carrera; al profesor Ricardo López, por el valioso conocimiento que nos transmitió sobre el procesamiento de señales, además de la importancia de la humildad ¡; al profesor Walter Serna, por su guía y apoyo para la redacción inicial del documento.

Por último, agradecemos a la Universidad Tecnológica de Pereira, por brindarnos las herramientas para nuestro proceso de crecimiento profesional y personal, y por permitirnos la oportunidad de vivir y conocer experiencias que nos motivan cada día a ser mejores.

# Contenido

Lista de tablas	8
Lista de figuras	9
Siglas y abreviaturas	10
Introducción	1
<b>CAPÍTULO 1. ASPECTOS PRELIMINARES</b>	<b>2</b>
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	2
1.2. JUSTIFICACIÓN	3
1.3. OBJETIVOS	4
1.3.1. Objetivo general	4
1.3.2. Objetivos específicos	4
1.4. ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO	4
1.5. ESTADO DEL ARTE	5
<b>CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL</b>	<b>6</b>
2.1. FOTOPLETISMOGRAFÍA	6
2.2. FOTOPLETISMOGRAFÍA REMOTA (rPPG)	6
2.3. PULSIOXIMETRÍA	7
2.4. SIGNOS VITALES	7
2.4.1. Frecuencia cardiaca	8
2.4.2. Frecuencia respiratoria	8
2.4.3. Saturación de oxígeno	9
2.5. ROI	10
2.5.1. Detección de regiones de interés en imágenes (ROI)	10
2.6. LUZ INFRARROJA	10

<b>CAPÍTULO 3. METODOLOGÍA</b>	<b>11</b>
3.1. MÉTODO	12
3.1.1. Caracterización del espacio	12
3.1.2. Selección de la zona de interés	14
3.1.3. Protocolo de reporte de medición de cada prueba	15
3.2. APLICACIÓN DE LA PRUEBA PILOTO	16
3.2.1. Selección de los momentos	16
3.2.2. Selección de los pacientes	16
3.2.3. Consentimiento informado	16
3.3. ANÁLISIS DE DATOS	17
3.4. PRUEBA DE VALIDACIÓN	21
3.4.1. Selección de los pacientes	22
3.4.2. Adquisición y procesamiento de imágenes	22
3.4.3. Ajustar el tiempo del video	23
<b>CAPÍTULO 4. RESULTADOS</b>	<b>24</b>
4.1. PRUEBA PILOTO	24
4.2. PRUEBA DE VALIDACIÓN	28
<b>CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS</b>	<b>34</b>
5.1. CONCLUSIONES	34
5.2. PERSPECTIVAS	35
<b>REFERENCIAS</b>	<b>36</b>
<b>APÉNDICES Y ANEXOS</b>	<b>39</b>
<b>ANEXO 1.</b> Consentimiento informado (modelo)	40
<b>ANEXO 2.</b> Pseudo-código (modelo)	41
<b>APÉNDICE 1.</b> Evidencia de las pruebas realizadas a los nueve pacientes	42

## Lista de tablas

<b>TABLA 1.</b> Frecuencia Cardíaca, respiratoria y saturación de oxígeno en pacientes recién nacidos	8
<b>TABLA 2.</b> Datos recolectados en el primer momento de la prueba piloto	24
<b>TABLA 3.</b> Datos recolectados en el segundo momento de la prueba piloto	25
<b>TABLA 4.</b> Media, mediana y desviación estándar de la prueba piloto en estado de reposo y en estado de agitación del pulsioxímetro	26
<b>TABLA 5.</b> Media, mediana y desviación estándar de la prueba piloto en estado de reposo y en estado de agitación del programa diseñado	26
<b>TABLA 6.</b> Errores experimentales y teóricos de la prueba piloto	26
<b>TABLA 7.</b> Comparación de resultados obtenidos por la prueba de validación tanto en estado de reposo como en agitación	31
<b>TABLA 8.</b> Resultados obtenidos por la prueba de validación tanto en estado de reposo como en agitación para los 9 pacientes	31
<b>TABLA 9.</b> Errores experimentales y teóricos para el pulso cardíaco	31
<b>TABLA 10.</b> Errores experimentales y teóricos para la frecuencia respiratoria	32
<b>TABLA 11.</b> Errores experimentales y teóricos para la saturación de oxígeno	32



## Lista de figuras

<b>FIGURA 1.</b> Diseño metodológico de las etapas de la ejecución del proyecto.	11
<b>FIGURA 2.</b> El plano se desarrolló en un RoomStyler, el cual se define con un planificador de habitaciones.	13
<b>FIGURA 3.</b> Zona de muestra de imágenes por medio de fotoplethismografía.	13
<b>FIGURA 4.</b> Metodología para la localización de la zona de interés.	14
<b>FIGURA 5.</b> Imagen representativa de la metodología mencionada en la Figura 4.	14
<b>FIGURA 6.</b> Protocolo medición de pruebas.	15
<b>FIGURA 7.</b> Representación Gráfica de la Ventana Hamming utilizada.	19
<b>FIGURA 8.</b> Representación gráfica del filtro FIR utilizado.	20
<b>FIGURA 9.</b> Representación gráfica de la transformada de Fourier.	21
<b>FIGURA 10.</b> Sistema de referencia para las 10 pruebas realizadas en estado de reposo y en estado de agitación.	25
<b>FIGURA 11.</b> Gráfica de las señales biológicas obtenidas con el algoritmo en MATLAB.	27
<b>FIGURA 12.</b> Gráfica de selección del pico de interés para el ritmo cardiaco.	27
<b>FIGURA 13.</b> Interfaz gráfica donde se muestran los resultados de la prueba piloto.	28
<b>FIGURA 14.</b> Interfaz gráfica donde se muestran los resultados de la prueba de validación en estado de reposo.	29
<b>FIGURA 15.</b> Mecanismo de referencia de las pruebas realizadas en estado de reposo. Fuente: Cámara ST77.	29
<b>FIGURA 16.</b> Interfaz gráfica donde muestra los resultados de la prueba de validación en estado de agitación	30
<b>FIGURA 17.</b> Mecanismo de referencia de las pruebas realizadas en estado de agitación	30
<b>FIGURA 18.</b> Interfaz gráfica donde muestra los resultados de la prueba de validación en estado de reposo y de agitación para la saturación de oxígeno	33

## Siglas y abreviaturas

BIOIF	Grupo de Investigación Ingeniería Biomédica y Ciencias Forenses
bpr*	pulsaciones por minuto
FR	frecuencia respiratoria
GUI*	Interfaz Gráfica de Usuario
OMS	Organización Mundial de la Salud
PPG*	Fotopleletismografía
PR*	pulso cardíaco
rPPG*	la fotopleletismografía remota
ROI*	Región de interés
SpO2*	saturación de oxígeno

\* Siglas en inglés de la expresión o término.

## Introducción

La forma actual para determinar signos vitales como la frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno se realiza por medio de un pulsioxímetro, el cual se pone en contacto directo con el dedo índice del paciente, pero esta técnica tiene problemas cuando el paciente es muy pequeño. Este es el caso de los neonatos, quienes debido a su fragilidad, pueden verse afectados por la presión de este dispositivo, por lo que se hace necesaria una nueva técnica o dispositivo que pueda captar estos signos sin un contacto directo. La fotopletismografía (PPG), es una técnica no invasiva para detectar los cambios microvasculares del volumen sanguíneo en los tejidos[16]. Esta técnica nace de la necesidad en la medicina de calcular constantemente los signos vitales de los pacientes de la manera más rápida y exacta posible, por lo tanto, es necesario una constante mejora de los equipos y las técnicas.

El *software* empleado para la captura de estas imágenes consiste en una GUI hecha en el *software* académico MATLAB, la cual recibe las imágenes capturadas en una cámara ST77 Samsung. La interfaz permite ingresar las coordenadas para seleccionar la zona de interés. En este caso se definió como zona de interés la frente, debido a que es la zona que mejores resultados ha arrojado en algunas investigaciones [4]. Para el proceso de adquisición de la señal se empleó una lámpara diseñada con 10 leds infrarrojos TSAL6400 de alta potencia con características: 940 nm, 25°, 100 mA continuos, 200 mA pico, intensidad radiada 50 mW/sr, alta velocidad 15 ns, diámetro 5 mm y 10 leds rojos estándar con características: longitud de onda: 700 nm, luminosidad: 12 mcd, ángulo de apertura: 35°, tensión de alimentación: 2,2-2,6Vdc. Para la adquisición y análisis de la señal, se tomó del RGB el canal G, dado que es el canal que mejores resultados ha mostrado en algunas investigaciones previas [9] [13].

Se realiza un análisis comparativo de los datos arrojados por el *software* y los obtenidos en el pulsioxímetro; este último se tomó como la referencia para garantizar el correcto funcionamiento del programa. Se presentan las tablas y los correspondientes errores obtenidos de las pruebas realizadas. Es importante resaltar que se realizaron pruebas a personas de diferentes edades con el fin de garantizar la correcta operación del *software*.

## **CAPÍTULO 1:**

### **ASPECTOS PRELIMINARES**

#### **1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

La PPG ha mostrado grandes ventajas al permitir medir variables como el ritmo cardiaco, frecuencia respiratoria, saturación de oxígeno, etc. Sin embargo, es posible que los sensores al estar en contacto directo con los neonatos generen problemas debido a la fragilidad de sus cuerpos, además del continuo movimiento que estos generan, aumenta adicionalmente el error en las mediciones [1]. En la actualidad, la fotopletismografía remota (rPPG) analiza la señal de pulso extrayendo los parámetros anteriormente mencionados, para lo cual se comprenden regiones de interés en el rostro (ROI), donde la selección es un paso decisivo para obtener una señal de pulso confiable [2]; no obstante, la distribución no es homogénea, de donde resulta que algunas señales emiten más frecuencias que otras [3]. El algoritmo utilizado para la captura de señales rPPG selecciona implícitamente un área del rostro, que representan las regiones del tejido de piel donde el rastreo de pulsos es predominante (principalmente en la frente del paciente). El principio físico en que está basado es la crominancia (procesamiento por super píxeles), ya que es uno de los más simples y confiables; sin embargo, es importante tener en cuenta que el método rPPG de segmentación de ROI propuesto es significativamente más lento que otros métodos empleados [4].

Otro método se basa en el filtro wavelet y filtro pasa banda, que proporcionan una precisión aceptable para estimar el ritmo cardiaco en los pacientes, no obstante, un amplio rango de movimiento de la imagen puede afectar la selección del ROI, generando imprecisión en los resultados [5]. Cabe subrayar que la PPG es un novedoso método de múltiples procesos antes mencionados, donde se combinan la detección, el seguimiento de rostro en video y un algoritmo en el que la precisión y la robustez son verificadas por diferentes medidas.

Ahora bien, existen factores como la distancia de captura de la imagen, que restringe la condición de iluminación, presentando inconvenientes en las mediciones [6]. Este estudio proporciona una base para la elección del ROI. Para este propósito, la potencia de la frecuencia cardíaca para diferentes regiones del rostro, se calcula a partir de la densidad espectral de potencia de las señales, donde los resultados se correlacionaron con los valores de referencia de las señales ECG adquiridas simultáneamente, sugiriendo que algunas características, como el espesor, el grosor de la piel y la perfusión sanguínea, probablemente desempeñan un papel importante en la calidad de las señales extraídas, generando una limitación para este estudio el análisis de un gran conjunto de datos [7].

## **1.2. JUSTIFICACIÓN**

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), se estima que cada año nacen 15 millones de niños prematuros (antes de que se cumplan las 37 semanas de gestión), en los que las principales complicaciones y causas de mortalidad en el mundo están relacionadas con la prematuridad y la escasez de equipos para un monitoreo constante. Tres cuartas partes de estas muertes podrían prevenirse con intervenciones actuales, sencillas, costo eficaces y consistentes, por ejemplo, ofreciendo una serie de servicios sanitarios esenciales durante el parto y el periodo posnatal, mejorando la calidad de vida.

Según el Stanford Children's Health (Lucile Packard Children's Hospital Stanford), al nacer se evalúa a cada recién nacido cuidadosamente para determinar si hay signos de alarma con el índice de Apgar. A pesar de que es un método invasivo, ayuda a detectar problemas de respiración (ritmo cardíaco), saturación de oxígeno y otros problemas de salud que forman parte de la atención especial brindada al bebé a los pocos minutos de su nacimiento, generando ciertos riesgos por la piel tan delicada y sensible de los neonatos. Por lo tanto, el método rPPG se convierte en una gran alternativa para atender las necesidades de esta parte de la población médica. Pero, debido a las complicaciones que aún presenta la captura y procesamiento de las imágenes, no se ha podido llevar a la práctica clínica. Es por ello que se plantea desarrollar un método que haga una adecuada selección del ROI, para facilitar la implementación de este tipo de tecnologías en la rutina clínica.

## **1.3. OBJETIVOS**

Se presentan a continuación los objetivos que guían el desarrollo de este trabajo.

### **1.3.1. Objetivo general**

Implementar una aplicación prototipo de procesamiento de imágenes para la adquisición de señales biológicas mediante técnicas fotopletimográficas en pacientes neonatos, usando luz en el infrarrojo cercano y la luz diurna.

### **1.3.2. Objetivos específicos**

1. Garantizar que los ambientes donde se realiza la toma de muestras cumplen con lo solicitado (un lugar cerrado donde se exponga bien el rostro del paciente a la lámpara infrarroja y un lugar con alta presencia de luz ambiente).
2. Desarrollar una interfaz gráfica que permita, mediante iconos, interactuar con los elementos gráficos de la aplicación.
3. Validar el funcionamiento del sistema a través de la cuantificación del error mediante la comparación de la señal con la señal adquirida por pulsioximetría.

## **1.4. ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO**

Este documento está dividido en cinco capítulos. En el primer capítulo se hace una breve introducción, en la que se mencionan algunas de las aplicaciones de la PPG enfocada hacia la obtención de signos vitales en neonatos. Posteriormente se presenta el planteamiento y la justificación del problema, donde se expone la necesidad y relevancia de este trabajo, en conjunto con los objetivos que llevarán a solucionar las problemáticas examinadas.

En el capítulo 2 se muestra el marco teórico. Los conceptos que este acápite recoge son los necesarios para asimilar los principios físicos y conceptuales fundamentales para la

comprensión e interpretación de los respectivos resultados obtenidos, además de los antecedentes bibliográficos usados para el desarrollo de este trabajo.

El capítulo tres expone el protocolo metodológico llevado a cabo tanto en la prueba piloto como en las pruebas de validación para la obtención de las imágenes de PPG y los índices de evaluación del ROI. Se muestran además las técnicas y herramientas usadas del procesamiento de imágenes en MATLAB para la adquisición de las señales biológicas.

En el capítulo cuatro se presentan los resultados obtenidos, para así determinar su concordancia con los objetivos planteados en la introducción.

Finalmente, el capítulo cinco recoge las conclusiones y las perspectivas de futuros trabajos basados en el procesamiento de imágenes para la adquisición de señales biológicas mediante técnicas de PPG en pacientes neonatos o en pacientes en general.

Las últimas secciones abarcan el referente bibliográfico y los anexos y apéndices que complementan el desarrollo del presente trabajo de grado.

## **1.5. ESTADO DEL ARTE**

En investigaciones previas se han implementado diferentes formas para el aprovechamiento de la fotopletimografía para la adquisición de señales biológicas, y además la utilización de otros métodos para el monitoreo de signos vitales. Se presentan técnicas como: uso de luz ambiente [2], uso de la reflexión con leds infrarrojos [8], técnica por medio de wavelet [18], monitoreo utilizando smartphone [12], entre otros.

La validación de los signos vitales de los pacientes neonatos es de suma importancia para su monitoreo constante, más aun siendo pacientes con tal alto porcentaje de mortalidad a nivel mundial, según la OMS. Por lo tanto el conjunto de técnicas que se han diseñado durante años, podrían ser implementadas para cubrir esta necesidad de la salud.

## **CAPÍTULO 2:**

### **MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL**

El marco teórico que se presenta a continuación permite conocer los conceptos básicos necesarios para el desarrollo de este proyecto, el cual está basado en las revisiones bibliográficas encontradas con respecto al tema y sirven como base para el diseño del protocolo. El propósito de este capítulo es presentar una estructura conceptual y teórica que será determinante en esta investigación. La metodología se presentará en el capítulo 3, seguido del análisis y de los resultados y conclusiones.

#### **2.1. FOTOPLETISMOGRAFÍA**

Es un método que permite medir el volumen de una zona del cuerpo. Este método como se explica en [23] consiste en iluminar la región de interés haciendo uso de luz infrarroja; una parte de la luz será absorbida por la sangre, por lo tanto, la luz que se refleja será menor que la que incide, permitiendo así realizar una estimación utilizando esta variación. Es una técnica con una gran facilidad práctica debida al bajo costo que representa, además de que puede emplearse de forma remota, sin embargo, como explica también [23] presenta problemas para su calibración, convirtiéndose en un punto en contra.

#### **2.2. FOTOPLETISMOGRAFÍA REMOTA (RPPG)**

La PPG remota (r-PPG) es una técnica que mide pequeños cambios en el color de la piel causados por variaciones, en el volumen y la saturación de oxígeno mientras se bombea el corazón. Todas las técnicas de r-PPG desarrolladas hasta ahora han utilizado los videos



capturados desde una cámara digital para analizar el pulso o la frecuencia cardíaca. Recientemente, se han desarrollado varios algoritmos r-PPG para extraer la señal cardíaca de los videos. En esta sección presentamos el estudio de cada enfoque desarrollado por investigadores para estimar la frecuencia cardíaca. Las categorías amplias de los diversos enfoques son la separación de fuentes ciegas, los métodos basados en modelos y los métodos basados en diseños [22].

## 2.3. PULSIOXIMETRÍA

La pulsioximetría es una técnica que se utiliza para el monitoreo de signos vitales como la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca de una persona. Su amplia utilización se debe a su forma de medir no invasiva, como se describe en [10]. La técnica aprovecha las características de absorción de la luz emitida por parte de los derivados de la hemoglobina más importantes, los cuales se mencionaron anteriormente, la oxihemoglobina ( $C_{HbO_2}$ ) y la desoxihemoglobina ( $C_{RHb}$ ). En los sensores y sondas para PPG y pulsioximetría, la disposición de emisores y detectores con respecto al medio u órgano analizado suele corresponder a una de dos configuraciones: transmisión o reflexión [8].

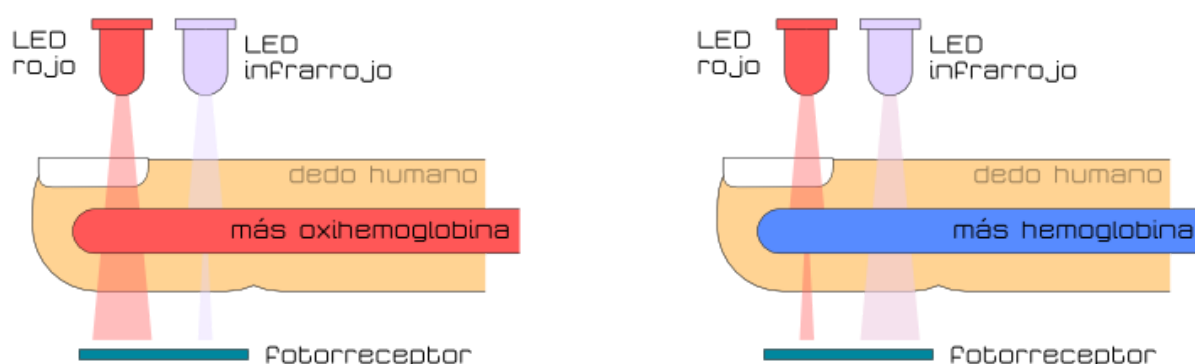


FIGURA 1. Frecuencia cardíaca, respiratoria y saturación de oxígeno promedio en pacientes recién nacidos de poblaciones de altura. Fuente:

<https://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/>

## 2.4. SIGNOS VITALES

Los signos vitales son la manifestación extrema de funciones vitales básicas tales como la respiración, la circulación y el metabolismo, los cuales pueden ser evaluados en el examen físico y medirse a través de instrumentos simples. Sus variaciones expresan cambios que ocurren en el organismo, algunos de índole fisiológico y otros de tipo patológico. Los valores

considerados normales se ubican dentro de rangos, y en el caso particular de la pediatría, estos rangos varían según la edad y en algunos casos también con el sexo. Los cinco principales signos vitales son: frecuencia respiratoria, frecuencia cardíaca, tensión arterial, temperatura y pulsioximetría [21].

El registro de los signos vitales no debe convertirse en una actividad automática o rutinaria; los resultados deben ser el reflejo de la evaluación clínica confiable del paciente por parte de enfermería, y su interpretación adecuada y oportuna ayuda a la enfermera y al médico a decidir conductas de manejo [16].

Los signos vitales tienen varias formas de ser medidos. Una de las que más llama la atención es aquella que se practica mediante teléfonos inteligentes [12].

Tiempo (minutos)	Características		
	Saturación de oxígeno	Frecuencia cardíaca	Frecuencia respiratoria
	Media (DS)*	Media (DS)*	Media (DS)*
5	86,6 (4,2)	150,9 (11,6)	54,5 (6,7)
30	88,4 (2,0)	153,0 (8,9)	54,9 (6,0)
120	89,1 (2,5)	154,3 (8,5)	56,2 (5,0)
360	89,2 (1,4)	154,1 (7,8)	56,2 (4,5)
480	89,4 (1,8)	154,3 (7,8)	56,6 (4,8)
720	89,7 (1,9)	154,3 (7,7)	56,3 (5,0)

**TABLA 1.** Frecuencia cardíaca, respiratoria y saturación de oxígeno promedio en pacientes recién nacidos de poblaciones de altura. Fuente:

[http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0034-75312019000300002](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75312019000300002)

### 2.4.1. Frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca es el número de contracciones de los ventrículos por unidad de tiempo, y generalmente se expresa como latidos por minuto. En la práctica clínica, el rango normal de la frecuencia cardíaca en reposo en adultos se considera entre 60 y 100 latidos por minuto, medido por la palpación del pulso. Sin embargo, la frecuencia cardíaca varía ampliamente dependiendo de factores como el nivel de actividad y el estado psicológico. Además, incluso

en condiciones constantes, la frecuencia cardiaca normalmente oscila en concierto con el ritmo respiratorio [23].

### 2.4.2. Frecuencia respiratoria

La frecuencia respiratoria corresponde a la cantidad de respiraciones que realiza una persona durante un periodo de tiempo determinado. Los bebés, desde el nacimiento hasta el primer año, deberían tener entre 30 a 60 respiraciones por minuto. Los niños pequeños, de 1 a 3 años, respiran 24 a 40 veces por minuto. Los niños de edad preescolar, entre las edades de 3 a 6 años, tienen un promedio de 22 a 34 respiraciones por minuto. De 6 a 12 años respiran de 18 a 30 respiraciones por minuto. Los adolescentes, con edades comprendidas entre 12 y 18 años, tienen de 12 a 16 respiraciones por minuto [14].

### 2.4.3. Saturación de oxígeno

La saturación de oxígeno determina la cantidad de oxígeno que se encuentra en la sangre de un individuo. Los elementos más comúnmente utilizados para el monitoreo de esta variable son los pulsioxímetros. Para el cálculo de esta variable los pulsioxímetros habituales emplean la fórmula clásica de la saturación, según Camille Vázquez Jaccard

$$S_{O_2} = \frac{C_{HbO_2}}{C_{tHb} - C_{dHb}} \times 100 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{RHb} - C_{HbO_2}} \times 100$$

Donde:

- $C_{tHb}$ : concentración de hemoglobina total
- $C_{dHb}$ : concentración de dishemoglobinas
- $C_{HbO_2}$ : concentración de oxihemoglobina
- $C_{RHb}$ : concentración de desoxihemoglobina

Pero esta no es la única forma en cómo se puede obtener la saturación de oxígeno. Para su obtención [8] se propone otro modelo para determinar este valor, el cual se obtiene del modelo de Lambert; dado que este no es muy completo, se registró unas correcciones empíricas quedando la ecuación de la siguiente forma:...”*La saturación de oxígeno se define como la razón entre la concentración de la oxihemoglobina  $C_{HbO_2}$  y la concentración total de*

hemoglobina  $C_T$  que considera sólo el componente oxigenado y desoxigenado de la hemoglobina  $C_{Hb}$ ” [23].

$$SO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} = \frac{C_{HbO_2}}{C_T} ; 1 - SO_2 = 1 - \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} = \frac{C_{Hb}}{C_T}$$

## 2.5. ROI

Corresponde a una sigla para referirse a Region of interest, o en español región de interés. Utilizada en el procesamiento de imágenes para designar una zona particular de una imagen o vídeo, de la cual se quiere obtener información a través de técnicas o herramientas del software empleado.

### 2.5.1. Detección de regiones de interés en imágenes (ROI)

El video se enfoca en la cara del sujeto y se selecciona una región de interés (ROI) en cada cuadro. Mientras se le pide al sujeto que evite el movimiento de la cabeza, la selección del ROI puede teóricamente tener lugar sólo en un cuadro.

## 2.6. LUZ INFRARROJA

Es un tipo de onda electromagnética cuya longitud de onda es de aproximadamente 940 nm. Se emplea en la PPG y la pletismografía aprovechando la marcada diferencia de coloración (absorción) de la sangre arterial oxigenada y no oxigenada. Los sensores del oxímetro poseen diodos emisores de luz led que emiten haces de luz roja (660 nm) e infrarroja (940 nm) que pasan a través de un tejido bien irrigado (usualmente el dedo índice), y miden las variaciones de absorción mediante un fotodiodo [20].

## **CAPÍTULO 3:**

### **METODOLOGÍA**

Este proyecto de investigación fue segmentado en diferentes etapas. El proceso experimental involucró una secuencia de pasos ordenados siguiendo cabalmente los objetivos planteados. La Figura 3 recoge un diagrama de flujo de la metodología.

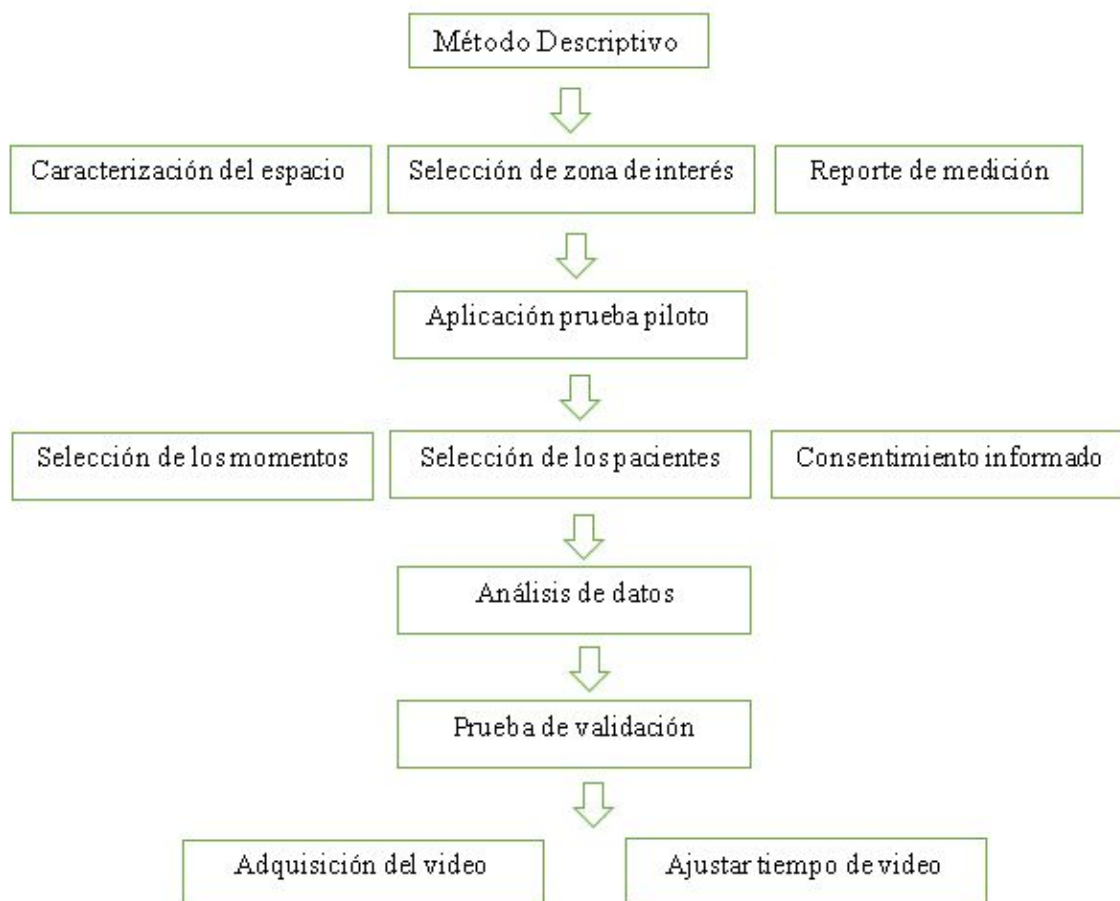


FIGURA 1. Diseño metodológico de las etapas de la ejecución del proyecto. Fuente: Diagrama de flujo realizado en Word.

### 3.1. MÉTODO

El método aplicado en esta investigación es el descriptivo. Se muestra a continuación la metodología aplicada en el desarrollo de un algoritmo de procesamiento de imágenes para la adquisición de señales biológicas mediante técnicas fotopletismográficas en pacientes en general, usando luz en el infrarrojo cercano y luz ambiente para la obtención del pulso cardíaco, para la saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca se usó además luz roja, como se menciona en los objetivos.

La metodología que se utilizó en este desarrollo es el método descriptivo para recoger, organizar, resumir, presentar y analizar los resultados de las observaciones. Este método implica la recopilación y presentación sistemática de un debido procesamiento de imágenes

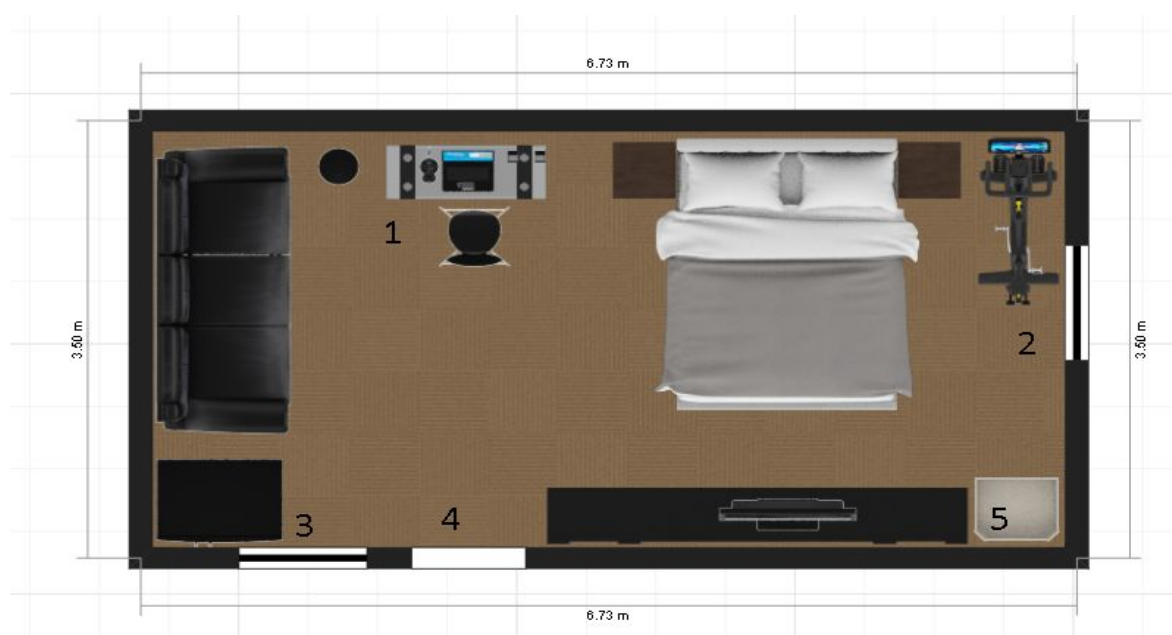
para dar como resultado el ritmo cardiaco, frecuencia respiratoria y saturación de oxígeno del paciente.

Las ventajas que tiene este estudio son simples, de corto tiempo y de bajos costos.

El propósito es describir situaciones y eventos. Esto es, decir como es y cómo se manifiesta determinado fenómeno.

### 3.1.1. Caracterización del espacio

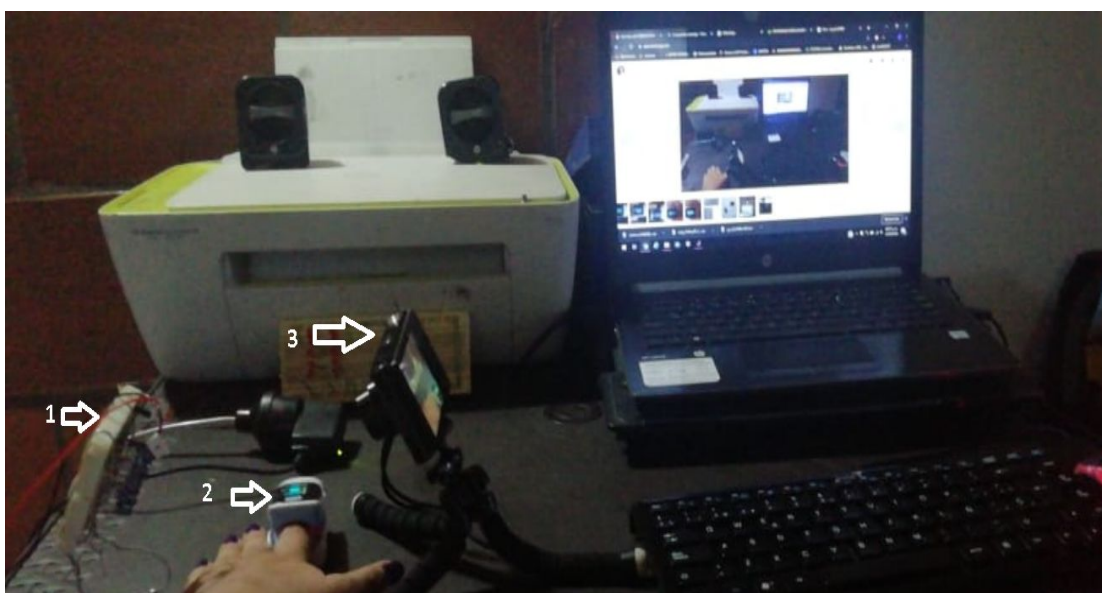
Uno de los factores más importantes al aplicar la técnica de PPG es el debido control de la luz infrarroja, la luz roja y la luz ambiente que es reflejada en la zona de interés para establecer el protocolo para la adquisición de imágenes, por tal motivo se escogió un lugar donde todos estos factores sean de fácil acceso como se muestra en la Figura 2.



**FIGURA 2.** El plano se desarrolló en un RoomStyler, el cual se define con un planificador de habitaciones. Las pruebas se realizaron en Quintas del Jardín Colonial (casa B-13), en Dosquebradas (Risaralda). (1) toma de muestras; (2) ventana principal; (3) ventana pequeña; (4) puerta; (5) baño.

Fuente: Programa RoomStyler.

En la zona de mediciones se tuvo en cuenta que la luz ambiente entrará directamente (ver Figura 2), pues la ventana está justo enfrente de la zona de toma de muestras.



**FIGURA 3.** Zona de muestra de imágenes por medio de fotopletismografía. (1) Luz emitida por los ledes infrarrojos y rojos; (2) Pulsioxímetro en el momento de la prueba; (3) Cámara ST77 Samsung utilizada para la toma de imágenes (video). Fuente: Cámara ST77.

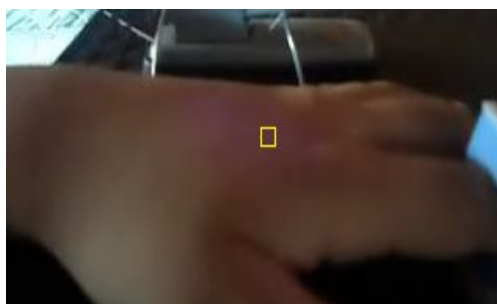
### **1.5.1. Selección de la zona de interés**

En esta sección se presenta el mecanismo de la selección de la zona de interés, para la prueba piloto, se eligió principalmente la parte superior de la mano, proponemos una técnica de procesamiento imágenes con el enfoque común de extracción de la señal.





FIGURA 4. Metodología para la localización de la zona de interés. Fuente: Diseño realizado en base al pseudocódigo, realizado en Word.



(a)



(b)

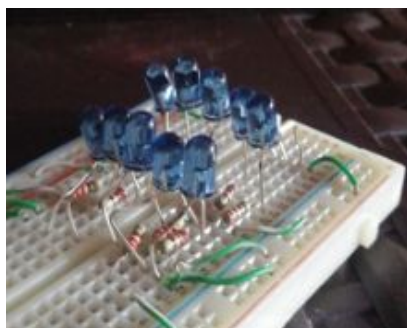
FIGURA 5. Imagen representativa de la metodología mencionada en la Figura 4. (a)Representa la zona de interés en la prueba piloto; (b) Representa la zona de interés en la prueba de validación.

Fuente: Cámara ST77

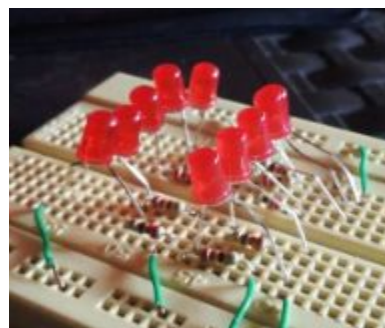
### 1.5.2. Protocolo de reporte de medición de cada prueba

Es importante para la aplicación de cada prueba un formato donde se pueda registrar las mediciones realizadas y los datos arrojados por el pulsioxímetro, para después esquematizar los parámetros de las señales biológicas del paciente para compararlas con los resultados arrojados por el programa.

Dicho esquema se realizó de la siguiente forma. Primero, el paciente se debe estabilizar y estar en total reposo con el pulsioxímetro en funcionamiento; segundo, se debe buscar la mejor ubicación de la luz infrarroja y la luz roja para que sea reflejada en la zona de interés; tercero, es necesario ubicar la cámara ST77 Samsung donde se abarque dicha zona; cuarto, se debe realizar la toma del video (no mayor a 10 s); quinto, se utiliza el algoritmo en MATLAB realizado para la obtención de la señal y hacer el debido procesamiento de imágenes para hacer la comparación de los valores registrados en el formato, tanto el del pulsioxímetro como el del programa.



(a)



(b)



(c)



(d)

**FIGURA 6.** Protocolo medición de pruebas. (a) Lámpara diseñada con leds infrarrojos; (b) Lámpara diseñada con leds rojos (c) Cámara ST77; (d) Pulsioxímetro localizado en la punta del dedo. Fuente: cámara ST77

## **1.6. APLICACIÓN DE LA PRUEBA PILOTO**

La aplicación de la prueba piloto es una forma de tomar las primeras muestras con un algoritmo básico y confirmar que los resultados no estén dispersos con respecto al valor de referencia.

### **1.6.1. Selección de los momentos**

Se eligió dos momentos para la adquisición de las señales fotopletismográficas en la prueba piloto.

- *Momento 1:* El primer momento se llevó a cabo en estado de reposo del paciente, el cual tomamos como referencia un niño de 10 años, se tomaron 5 videos en secuencias de 10 s, la luz infrarroja hacia reflexión en la mano garantizando la obtención de la señal del pulso cardiaco (pulsaciones por minuto ([bpr, por sus siglas en inglés])).
- *Momento 2:* El segundo momento se llevó a cabo en estado de agitación del paciente, se tomaron la misma cantidad de muestras como en el momento 1, para realizar las respectivas comparaciones y generar los errores correspondientes.

### **1.6.2. Selección de los pacientes**

En primera instancia se decidió realizar la prueba piloto solo a una persona en varias sesiones para registrar los datos obtenidos tanto en estado de reposo y en estado de agitación verificando cuan desfasados estábamos a nuestro valor de referencia que en este caso son los valores del pulsioxímetro.

### **1.6.3. Consentimiento informado**

El documento consiste en un informe secuencial donde se expuso el propósito, procedimiento y relevancia de la prueba a realizar.

Es importante destacar que en la informe muestra las pautas que los pacientes deben seguir al momento de realizar las pruebas correspondientes, donde se debe estar en total relajación para la toma de las primeras pruebas y en estado de agitación en la segunda sesión de pruebas (ver **Anexo 1**).

## 1.7. ANÁLISIS DE DATOS

- Para este análisis se debe establecer un protocolo que contenga las condiciones óptimas de iluminación con luz ambiente para obtener la mejor señal de PPG a partir de la adquisición del video en el infrarrojo cercano.
- Con 10 leds infrarrojos diseñamos una lámpara para iluminar la región donde deseamos obtener la señal (en este caso es la mano para la prueba piloto) en el paciente. La intensidad se calculará de acuerdo con el promedio de cada led individual. Se tendrá en cuenta además la distancia a la que se toman las imágenes. Además, se emplea la luz natural como fuente para realizar las pruebas. Los resultados de ambas pruebas se comparan para establecer si ambos métodos son útiles para obtener las señales que se quieren, y además establecer cual es más eficiente.
- Para la detección del área de interés se utilizará un algoritmo empleado en la investigación. El código permite escoger las coordenadas y plasma sobre la zona de interés un recuadro, para la prueba piloto fue en la parte superior de la mano, y así obtener un promedio en los canales RGB, finalmente se aplica la transformada de Fourier, obteniendo también la variable esperadas, en este caso es el pulso cardíaco.

La transformada de Fourier puede ser muy eficaz para comprender las señales de todos los días y para resolver errores en las señales. Aunque la transformada de Fourier es una función matemática complicada, no es un concepto difícil de comprender y de relacionar con las señales medidas. Esencialmente, toma una señal y la descompone en ondas sinusoidales de diferentes amplitudes y frecuencias.

El algoritmo que se plantea está basado en el método denominado “Cooley Tukey FFT” descrito de la siguiente forma:

$$ec. (3.3.1) \quad F(\mu) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) W_N^{\mu x}$$

Donde

$$ec. (3.3.2) \quad W_n = e^{-j2\pi/N}$$

y N se supone de la forma

$$ec. (3.3.3) \quad N = 2^n$$

con N entero positivo. Entonces puede expresarse:

$$ec. (3.3.4) N = 2M$$

Con M también positivo. sustituyendo en (3.3.4) y en (3.3.1) se tiene:

$$ec. (3.3.5) F(\mu) = \frac{1}{2M} \sum_{x=0}^{2M-1} f(x) W_{2M}^{\mu x} = \frac{1}{2} \left\{ \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{M-1} f(2x) W_M^{\mu x} + \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{M-1} f(2x+1) W_M^{\mu(2x+1)} \right\}$$

puesto que, de *ec.* (3.3.2)  $W_{2M}^{2\mu x} = W_M^{2\mu x}$ , la ecuación *ec.* (3.3.5) puede expresarse:

$$ec. (3.3.6) F(\mu) = \frac{1}{2} \left\{ \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{M-1} f(2x) W_M^{\mu x} + \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{M-1} f(2x+1) W_M^{\mu x} W_{2M}^{\mu} \right\}$$

si se define

$$ec. (3.3.7) F_{par}(\mu) = \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{M-1} f(2x) W_M^{\mu x}$$

para  $\mu = 0, 1, \dots, M-1$  y:

$$ec. (3.3.8) F_{impar}(\mu) = \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{M-1} f(2x+1) W_M^{\mu x}$$

para  $\mu = 0, 1, \dots, M-1$  entonces la ecuación (3.3.6) se hace:

$$ec. (3.3.9) F(\mu) = \frac{1}{2} \left\{ F_{par}(\mu) + F_{impar}(\mu) W_{2M}^{\mu} \right\}$$

También, dado que  $W_M^{\mu+M} = W_M^{\mu}$  y  $W_{2M}^{\mu+M} = -W_{2M}^{\mu}$

$$ec. (3.3.10) F(\mu + M) = \frac{1}{2} \left\{ F_{par}(\mu) + F_{impar}(\mu) W_{2M}^{\mu} \right\}$$

Un análisis cuidadoso de las ecuaciones (3.3.7) hasta (3.3.10) muestra algunas propiedades interesantes de dichas expresiones. Nótese que una transformada de N-puntos puede ser calculada dividiendo la expresión original en dos partes. Como se indica en las ecuaciones (3.3.9) Y (3.3.10).

el cálculo de la primera mitad de F() requiere de la evaluación de las dos transformadas de N/2 puntos según las ecuaciones (3.3.7) y (3.3.8). los valores resultantes de  $F(\mu)_{par}$  y  $F(\mu)_{impar}$  se sustituyen en la ecuación (3.3.9) para obtener  $F(\mu)$  para  $\mu=0,1,\dots,(N/2-1)$ . La otra mitad se obtiene mediante la ecuación (3.3.10) sin requerir evaluaciones adicionales de la transformada.

considerando un número de muestras igual a  $2^n$ , con  $n$  entero positivo, se puede demostrar que el número de operaciones complejas (multiplicaciones y sumas) está dado por:

$$\text{ec. (3.3.11)} \quad m(n) = 2m(n-1) + 2^{n+1} \quad n \geq 1$$

$$\text{ec. (3.3.12)} \quad a(n) = 2a(n-1) + 2^n \quad n \geq 1$$

expresiones recursivas que indican el número de multiplicaciones (ecuación 3.3.11) y de sumas (ecuación 3.3.12). para las que  $m(0)$  y  $a(0)$  son iguales a cero, puesto que la transformada de un punto no requiere operación alguna.

Aunque realizar una FFT de una señal puede proporcionar una buena comprensión, es importante conocer las limitaciones de la FFT y cómo mejorar la claridad de la señal usando Funciones Ventana.

Seleccionar una función de ventana no es una tarea simple. Cada función de ventana tiene sus propias características y aptitud para diferentes aplicaciones. Para elegir una función de ventana, usted debe calcular el contenido de la frecuencia de la señal.

En general, la ventana Hamming es satisfactoria en el 95% de los casos. Tiene buena resolución de frecuencia y menor fuga espectral. Si no conoce la naturaleza de la señal, pero desea aplicar una ventana.

Las funciones de ventana Hamming tienen una forma sinusoidal. Ambas ventanas resultan en un pico amplio, pero lóbulos laterales bajos. La ventana Hamming no llega a cero y por lo tanto todavía tiene una ligera discontinuidad en la señal. Debido a esta diferencia, la ventana de Hamming realiza un mejor trabajo de cancelar el lóbulo lateral más cercano, pero un mal trabajo al cancelar cualquier otro. Estas funciones de ventana son útiles para medidas de ruido en las que se busca mejor resolución de frecuencia que algunas de las otras ventanas, pero los lóbulos laterales moderados no representan un problema.

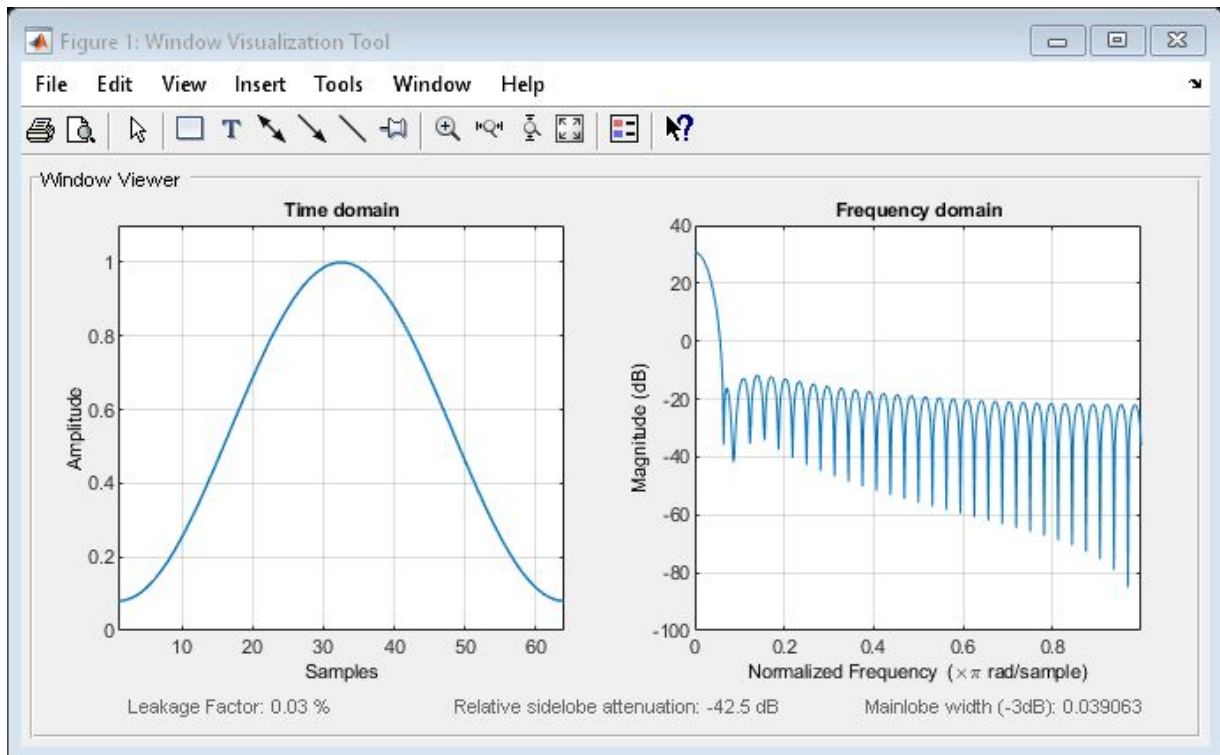


FIGURA 7. Representación gráfica de la ventana de Hamming utilizada . Fuente: [https://es.mathworks.com/help/signal/ref/hammingwindowexample\\_01\\_es.png](https://es.mathworks.com/help/signal/ref/hammingwindowexample_01_es.png)

Diseño de filtros FIR de fase lineal mediante ventanas Hamming:

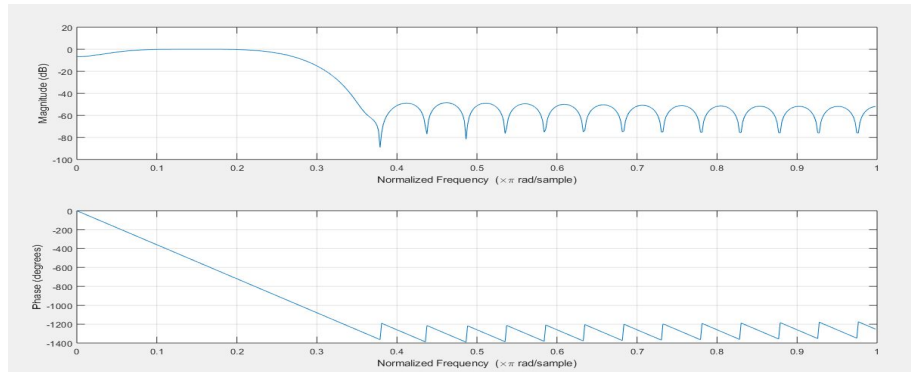
Los filtro FIR son sistemas que por definición presentan una respuesta al impulso de duración finita.

Se considera al sistema casual, la expresión indicada a continuación caracteriza a un filtro FIR de coeficientes  $b_K$

De Acuerdo con las propiedades de la FFT vista, un sistema con respuesta en frecuencia  $H(e^{j\omega})$  actúa como un filtro que selecciona las frecuencias de la señal de entrada:

$$x[n] \rightarrow h[n] \rightarrow y[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h[k] x[n-k]$$

$$x[e^{j\omega}] \rightarrow H[e^{j\omega}] Y y[e^{j\omega}] = H[e^{j\omega}] X[e^{j\omega}]$$



**FIGURA 8.** Representación gráfica del filtro FIR utilizado. Fuente: Matlab

Esta selección le permitirá, por ejemplo, dejar pasar sólo las frecuencias de banda (filtro pasa banda).

- Con la cámara de referencia ST77 Samsung, se toma el video al paciente. Como se indicó anteriormente, se asegurará la cantidad de lúmenes producidos por la lámpara de ledes infrarrojos (que ha sido determinado previamente) y la producida por la intensidad de la luz diurna, para establecer las condiciones en que se realizará el experimento.
- Por medio de una interfaz gráfica permitir mediante iconos, interactuar con los elementos gráficos de la aplicación además de la variable medida, y el error debido a las condiciones de la zona de interés.
- Se valida el funcionamiento del sistema a través de la cuantificación del error mediante la comparación de las señales con la señal adquirida por pulsioximetría.

Se realiza un algoritmo con todas las características antes mencionadas donde se explica detalladamente en un pseudocódigo (ver **Anexo 2**).



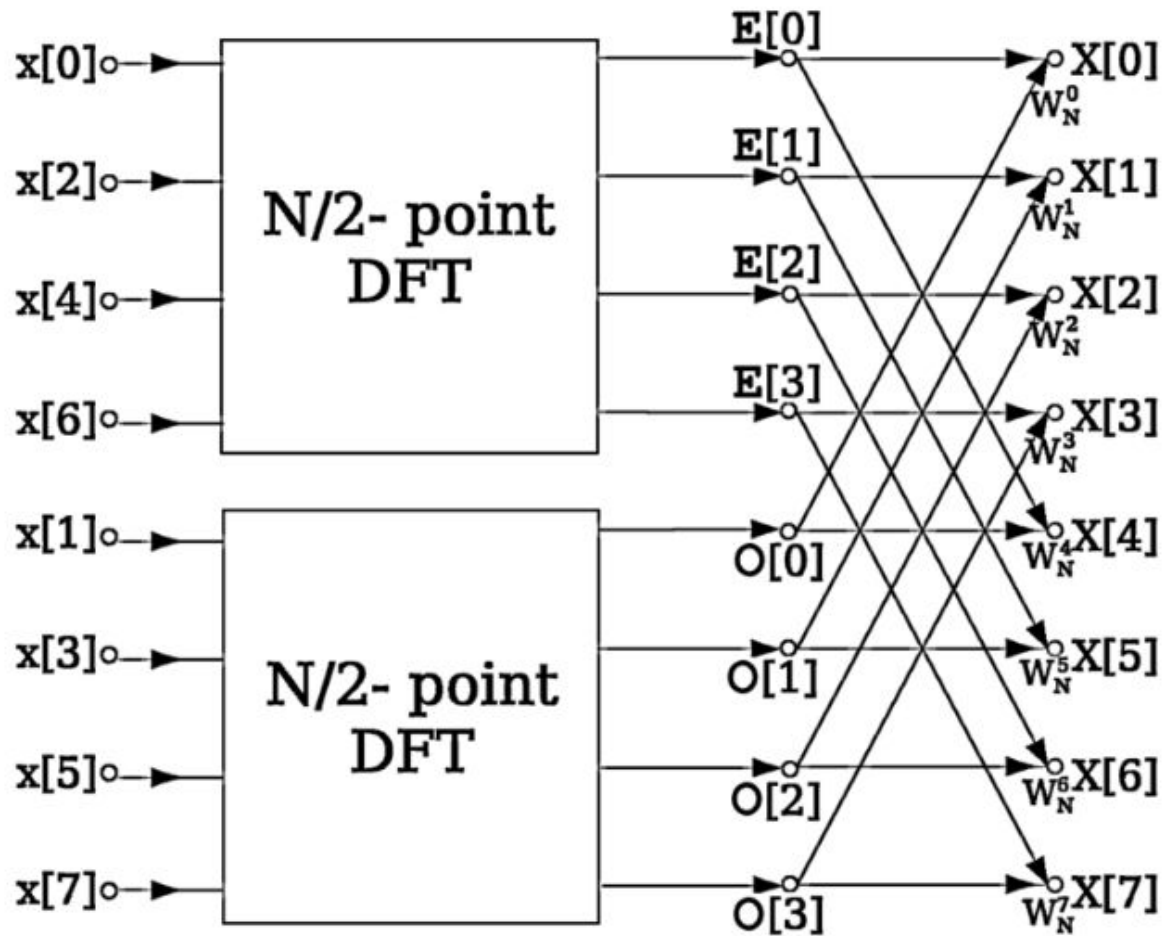


FIGURA 9. Representación gráfica de la transformada de Fourier . Fuente: [https://en.wikipedia.org/wiki/Cooley%E2%80%93Tukey\\_FFT\\_algorithm#/media/File:DIT-FFT-butterfly.png](https://en.wikipedia.org/wiki/Cooley%E2%80%93Tukey_FFT_algorithm#/media/File:DIT-FFT-butterfly.png)

## 1.8. PRUEBA DE VALIDACIÓN

La prueba de validación se toma en referencia con la prueba piloto, porque cumple con toda la metodología conforme se mencionó en la sección 3, además de eso se tendrán en cuentas varios factores que se incluirán en esta fase.

Como en la prueba piloto se realizaron en dos momentos, donde los pacientes en el primer momento estaban en completo estado de reposo y en estado de agitación para segundo momento.

### **1.8.1. Selección de los pacientes**

En segunda instancia se seleccionaron 9 pacientes de edades aleatorias entre sí, para realizar la prueba de validación, igualmente se registraron pruebas de varias sesiones en estado de reposo y en estado de agitación teniendo en cuenta los ajustes arrojados por la prueba piloto para obtener un margen de error y conclusiones considerables, además se les presentó en su debido momento el documento de consentimiento informado que cada uno leyó y firmó (ver **Anexo 2**).

### **1.8.2. Adquisición y procesamiento de imágenes**

Las condiciones del espacio donde se llevó a cabo las pruebas fueron previstas y descritas con anterioridad en la sección 3.3.1 en la caracterización del espacio, los videos fueron tomados a una distancia de 20 cm de la cámara con respecto al paciente.

Se consideró además de la lámpara infrarroja, diseñar otra lámpara con 10 leds rojos como se mostró en la sección 3.1.3, para obtener las otras dos variables de interés.

Las lámparas de luz infrarroja y luz roja para la adquisición de las otras señales biológicas como es la saturación de oxígeno ( $SpO_2$ ), igual como en la prueba piloto se les sugirió que en el primer momento de la prueba deben estar en total relajación y para el segundo momento hacer 20 minutos de ejercicio.

Después de tener en cuenta y llevar a cabo los protocolos, se hace la debida toma del video que no superan los 10 s por sesión.

Para la detección de rostro (prueba de validación) y área de interés se utilizará un algoritmo empleado en la investigación, como se mencionó en la sección 3.3, se obtiene un promedio en los canales RGB para finalmente aplicar la transformada de Fourier obteniendo así las variables esperadas.

Para la adquisición y el procesamiento de datos para la variable de la saturación de oxígeno, fue un poco más complejo, se tuvo en cuenta dos formas para obtenerla, una de ellas fue por medio de un análisis de Fourier de señales de transiluminación, como se mencionó en la sección (2.3.3) y por otra parte se obtuvo de forma clásica teniendo en cuenta la ecuación de la sección (2.5), en la parte de resultados se explica de una forma más detallada.

### **1.8.3. Ajustar el tiempo del video**

Para el ajuste de los vídeos tomados para cada paciente, se recortó en tomas de 10 s para eliminar posibles ruidos y movimientos que se puedan generar.

## CAPÍTULO 4:

### RESULTADOS

En el presente capítulo mostramos los resultados obtenidos por las interfaz gráfica diseñada tanto para la prueba piloto como para la prueba de validación.

#### 1.9. PRUEBA PILOTO

Para la prueba piloto, se llevó a cabo en dos momentos como se especificó en la sección 3.2.1.

Como podemos ver en la tabla 1 tenemos los resultados de un solo paciente en estado en reposo (primer momento), donde se comparan los datos arrojados por el pulsioxímetro y por el programa en las coordenadas que se deben escoger en el momento de compilar el algoritmo.

**TABLA 2.** Datos recolectados en el primer momento de la prueba piloto

Estado del paciente	n.º pruebas	Datos (PR bpm)		
		Pulsioxímetro	Programa	Pulsioxímetro
En reposo	1	83	86	166.125
	2	79	79	175.120
	3	88	87	151.77
	4	83	83	180.182
	5	80	82	185.106

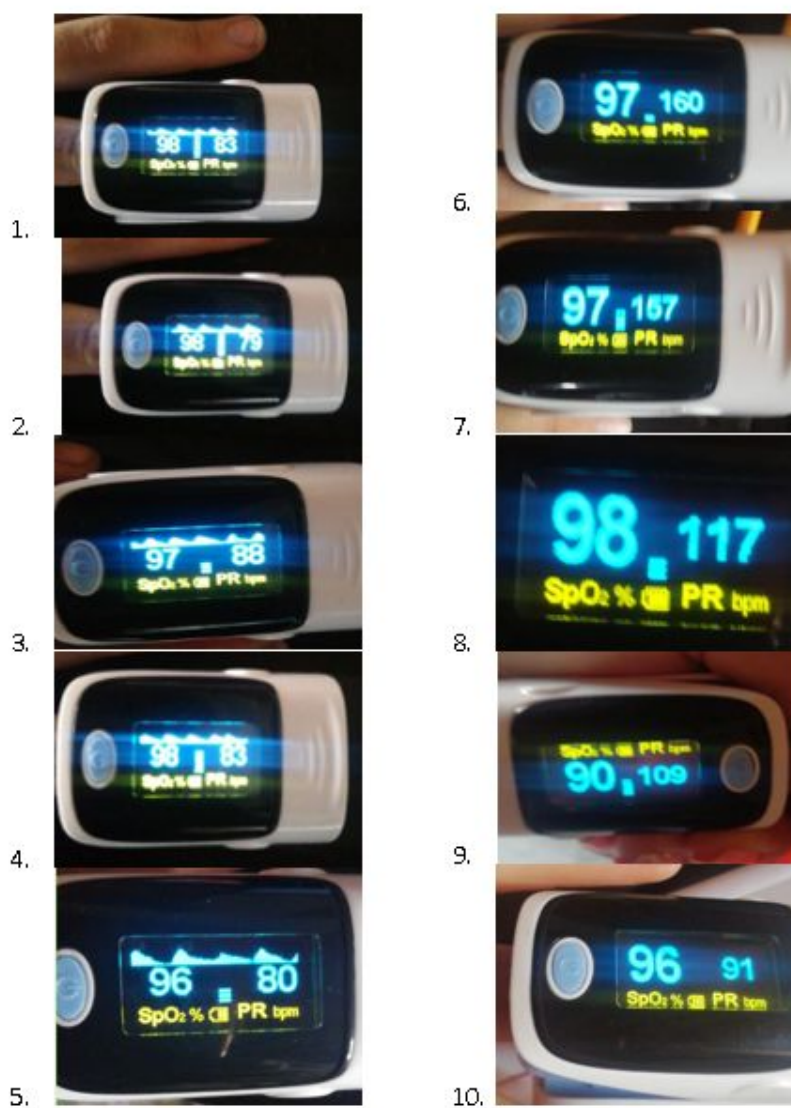
Fuente: Propia..

Como podemos ver en la Tabla 2 tenemos los resultados de un solo paciente en estado de agitación (segundo momento), donde se comparan los datos arrojados por el pulsioxímetro y por el programa en las coordenadas que se deben escoger en el momento de compilar el algoritmo.

TABLA 3. Datos recolectados en el segundo momento de la prueba piloto

Estado del paciente	n.º pruebas	Datos (PR bpm)		
		Pulsioxímetro	Programa	Pulsioxímetro
En Agitación	6	160	160	133.125
	7	157	157	165.130
	8	117	116	215.118
	9	109	113	224.127
	10	91	91	181.125

Fuente: Propia.



**FIGURA 10.** Sistema de referencia para las 10 pruebas realizadas en estado de reposo y en estado de agitación. Fuente: cámara ST77

Se muestra a continuación los valores de la media, mediana, desviación estándar, error absoluto y error relativo porcentual, para ser estudiados en la sección de conclusiones Y.

**TABLA 4.** Media, mediana y desviación estándar de la prueba piloto en estado de reposo y en estado de agitación del pulsioxímetro

	Media reposo	Mediana reposo	Desviación estándar reposos
Pulsioxímetro	82,60	83,00	3,51
	Media agitado	Mediana agitado	Desviación estándar reposos
	126,80	116,50	30,45

Fuente: Propia.

**TABLA 5.** Media, mediana y desviación estándar de la prueba piloto en estado de reposo y en estado de agitación del programa diseñado

	Media reposo	Mediana reposo	Desviación estándar reposos
Programa	83,40	83,00	3,21
	Media agitado	Mediana agitado	Desviación estándar reposos
	127,40	116,00	30,00

Fuente: Propia.

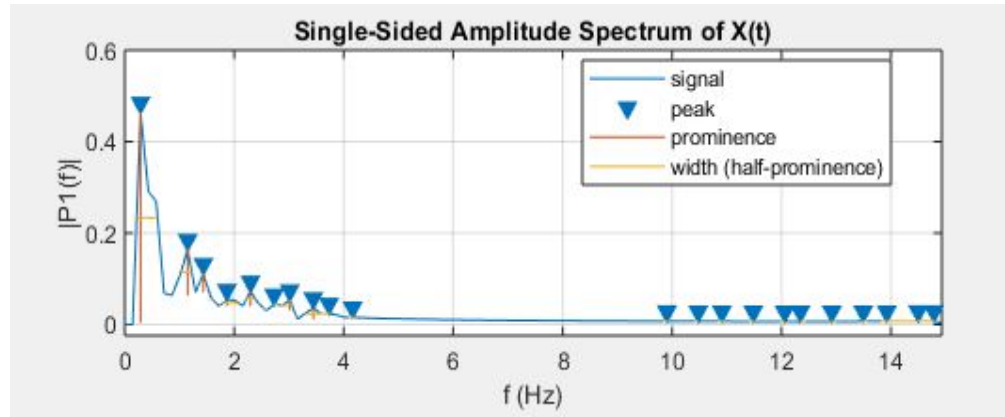
**TABLA 6.** Errores experimentales y teóricos de la prueba piloto

Error absoluto	Error relativo porcentual (%)
-3,00	3,61
0,00	0,00
1,00	1,14
0,00	0,00
-2,00	2,50
0,00	0,00
0,00	0,00
1,00	0,85
-4,00	3,67
0,00	0,00

Fuente: Propia.

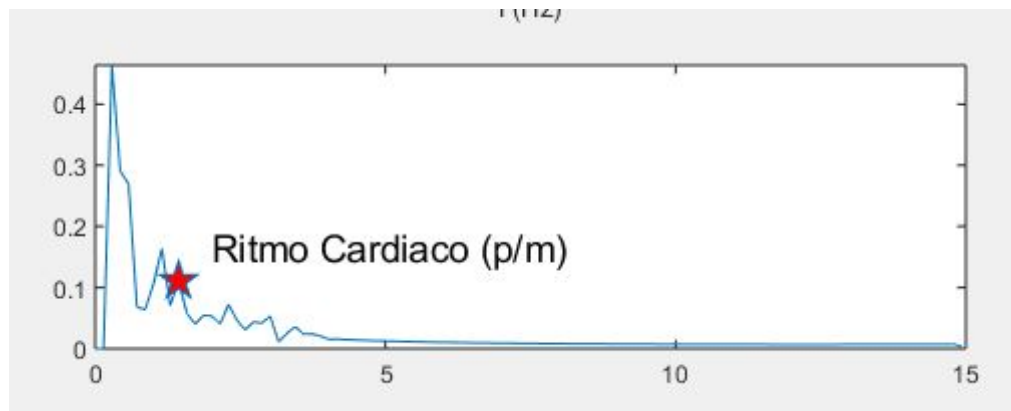
Como se muestra en las figuras 11 y 12 antes de obtenerla, son necesarios algunos procedimientos, como filtrar los datos de entrada utilizando una función de transferencia racional definido por los coeficientes numerador y denominador llamado filter, además de

utilizar una ventana Hamming para diseñar un pasabanda de enésimo orden y un algoritmo de transformación rápida de Fourier (fft) en MATLAB.



**FIGURA 11.** Gráfica de las señales biológicas obtenidas con el algoritmo en MATLAB. Fuente: Matlab.

Podemos ver que en la Figura 10, el tercer pico de la gráfica es donde nos arroja la señal del ritmo cardiaco.



**FIGURA 12.** Gráfica de selección del pico de interés para el ritmo cardiaco. Fuente: Matlab

Finalmente se muestra en la Figura x la interfaz gráfica diseñada para visualizar de una mejor manera la secuencia de del experimento realizado.



**FIGURA 13.** Interfaz gráfica donde se muestran los resultados de la prueba piloto. Fuente: Matlab.

### 1.10. PRUEBA DE VALIDACIÓN

En esta prueba se logró corroborar los resultados obtenidos en la prueba piloto. Cabe resaltar que dicha prueba fue aplicada en el segundo semestre del año 2019 a solo una persona en periodos de 10 s, para un total de 10 pruebas. La zona de interés seleccionada fue la parte superior de la mano, que fue iluminada por la lámpara diseñada con 10 leds infrarrojos.

La prueba de validación fue realizada en el primer semestre del año 2020 en el espacio anteriormente señalado (ver sección 3.1.1.) y acatando los parámetros antes mencionados. Y para la selección de los pacientes, recordemos lo expuesto en la sección 3.2.2.



En la Figura 14 se presenta los resultados de una prueba<sup>1</sup> realizada a una paciente de 2 años, con base en los lineamientos neonatales, que es el enfoque social principal de este proyecto de investigación.

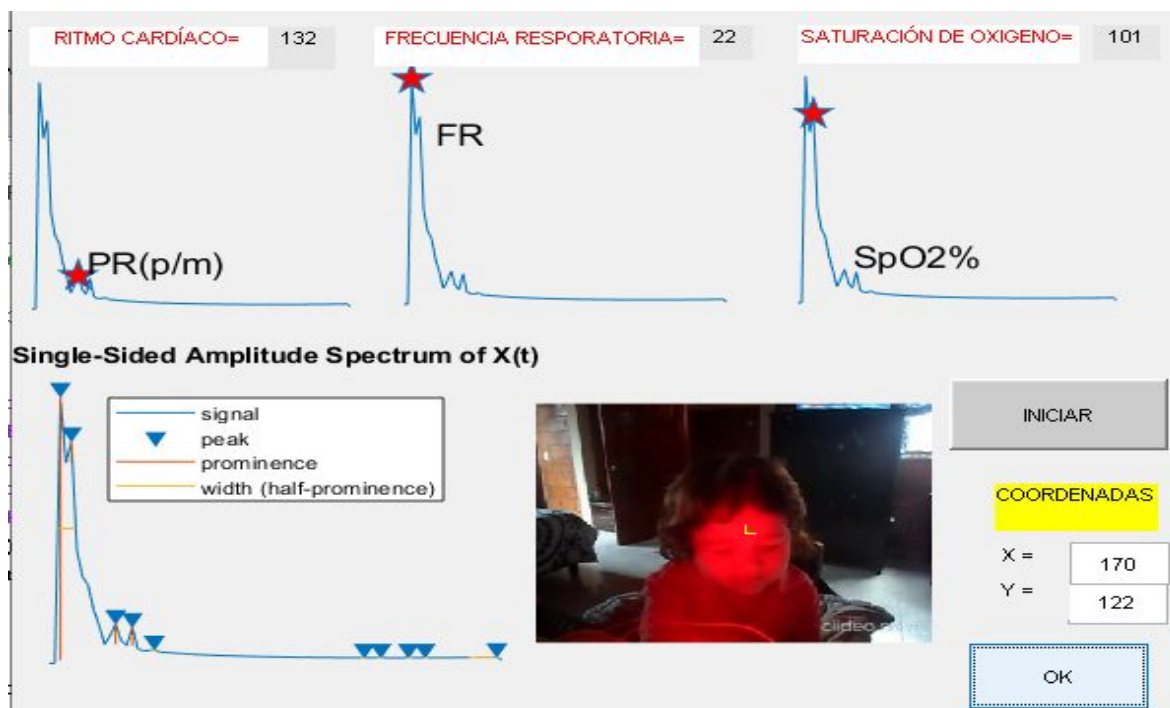


FIGURA 14. Interfaz gráfica donde se muestran los resultados de la prueba de validación en estado de reposo. Fuente: Matlab



FIGURA 15. Mecanismo de referencia de las pruebas realizadas en estado de reposo. Fuente: Cámara ST77

<sup>1</sup> Las demás pruebas están recogidas en el **Apéndice 1**.

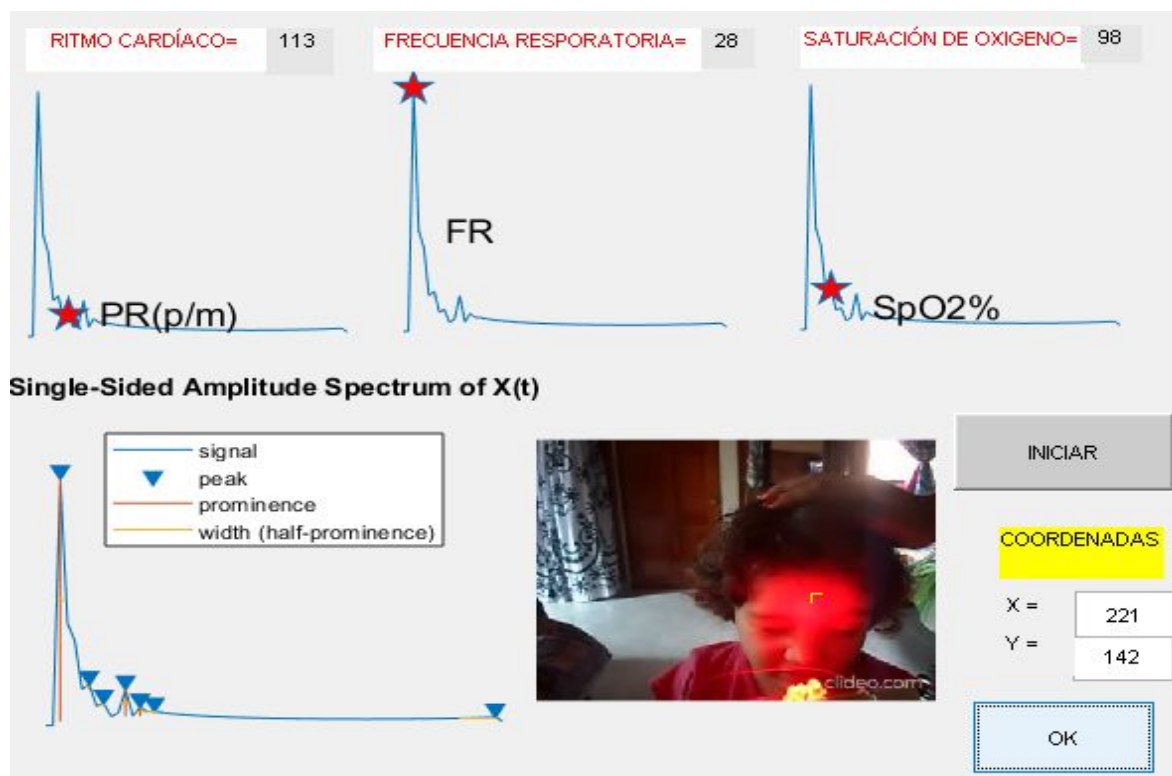


FIGURA 16. Interfaz gráfica donde muestra los resultados de la prueba de validación en estado de agitación. Fuente: Matlab



FIGURA 17. Mecanismo de referencia de las pruebas realizadas en estado de agitación. Fuente: Cámara ST77

En la Tabla 7 podemos ver la comparación de los resultados arrojados por el programa y por el sistema de referencia (pulsioxímetro) en ambos momentos (estado de reposo y estado de agitación).

**TABLA 7.** Comparación de resultados obtenidos por la prueba de validación tanto en estado de reposo como en agitación

Estado del paciente n.º 1	Edad (años) 2	n.º pruebas	Señales biológicas						Coordenadas
			Pulsioxímetro			Programa			
			PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	
Reposo		1	124	22	96	132	22	101	170.122
Agitado		2	114	26	97	113	28	98	221.142

Fuente: Propia.

Finalmente se presenta la tabla de resultados para los nueve pacientes:

**TABLA 8.** Resultados obtenidos por la prueba de validación tanto en estado de reposo como en agitación para los 9 pacientes

Paciente	Edad (años)	Primer momento (en reposo)						Primer momento (en reposo)					
		Pulsioxímetro			Programa			Pulsioxímetro			Programa		
		PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2
1	2	124	23	96	132	22	101	114	26	97	113	28	98
2	9	78	17	97	76	17	98	99	21	95	99	21	101
3	14	76	14	94	72	14	99	93	14	92	93	14	107
4	23	71	18	99	71	14	98	100	17	100	99	17	118
5	30	67	22	98	66	18	96	75	17	97	72	16	111
6	32	66	17	97	66	18	97	131	20	98	103	21	143
7	33	78	18	96	78	18	97	124	20	94	121	24	111
8	62	92	14	99	9	14	95	113	22	97	97	24	112
9	63	75	18	97	72	22	100	85	20	97	83	21	119

Fuente: Propia

PR, pulso cardiaco; FR, frecuencia respiratoria; SpO2, saturación de oxígeno.

A continuación, presentamos los errores experimentales y teóricos de cada uno de las variables estudiadas: PR, FR y SpO2.

**TABLA 9.** Errores experimentales y teóricos para el pulso cardiaco

PR			
Reposo		Agitado	
Error verdadero	Error relativo	Error verdadero	Error relativo
-8,00	-8,00	-8,00	-8,00
6,45	6,45	6,45	6,45
0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00
2,00	2,00	2,00	2,00
2,56	2,56	2,56	2,56
0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00
4,00	4,00	4,00	4,00

Fuente: Propia.

**TABLA 10.** Errores experimentales y teóricos para la frecuencia respiratoria

<b>FR</b>			
<b>Reposo</b>		<b>Agitado</b>	
<b>Error verdadero</b>	<b>Error relativo</b>	<b>Error verdadero</b>	<b>Error relativo</b>
1,00	1,00	1,00	1,00
4,35	4,35	4,35	4,35
-2,00	-2,00	-2,00	-2,00
0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00

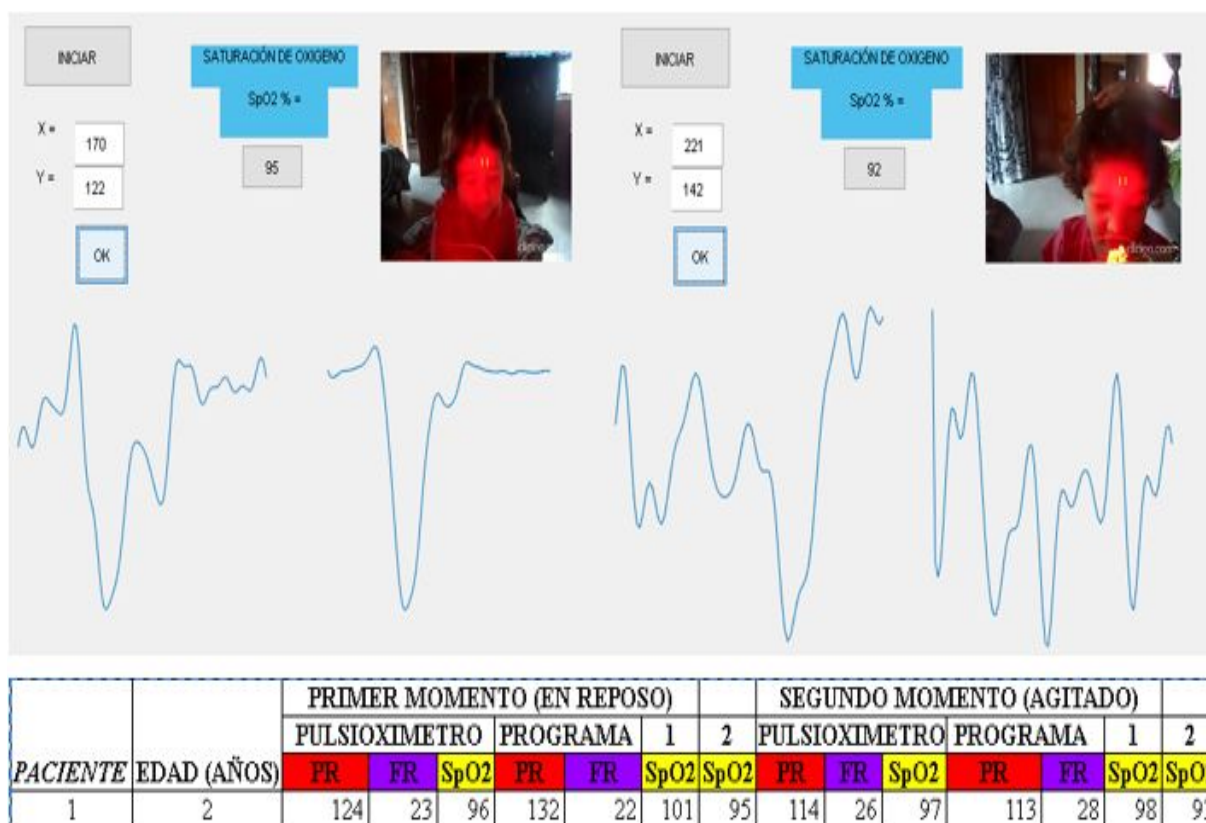
Fuente: Propia.

**TABLA 11.** Errores experimentales y teóricos para la saturación de oxígeno

<b>SpO2</b>			
<b>Reposo</b>		<b>Agitado</b>	
<b>Error verdadero</b>	<b>Error relativo</b>	<b>Error verdadero</b>	<b>Error relativo</b>
-5,00	-5,00	-5,00	-5,00
5,21	5,21	5,21	5,21
-1,00	-1,00	-1,00	-1,00
0,00	0,00	0,00	0,00
-1,00	-1,00	-1,00	-1,00
1,03	1,03	1,03	1,03
-6,00	-6,00	-6,00	-6,00
6,32	6,32	6,32	6,32
-5,00	-5,00	-5,00	-5,00

Fuente: propia.

La prueba de validación para la saturación de oxígeno de forma clásica fue la siguiente:



**FIGURA 18.** Interfaz gráfica donde muestra los resultados de la prueba de validación en estado de reposo y en estado de agitación para la saturación de oxígeno de forma clásica. Fuente: Matlab

Dado que la obtención de la saturación de oxígeno no está basada en un principio físico que justifique los valores obtenidos a lo largo de las pruebas, la información recolectada para esta variable usando la GUI no es considerada válida; además su obtención para este proyecto fue completamente empírica. En base a esto la captura de esta variable haciendo uso de la fotoplethysmografía remota no corresponde a la del valor medido por el pulsioxímetro y por lo tanto no se puede expresar como medida confiable para posteriores investigaciones..

## CAPÍTULO 5:

### CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

#### 1.11.CONCLUSIONES

En este proyecto de investigación se aplicó la técnica de PPG para la obtención de señales biológicas y se empleó un conjunto de ledes infrarrojos y leds rojos para maximizar la señal. Del análisis de los resultados se concluye lo siguiente.

- Se logró diseñar e implementar un protocolo para la adquisición, procesamiento y análisis de imágenes fotopletismográficas como método diagnóstico para señales biológicas a partir de la prueba piloto en un solo paciente de tan solo 9 años. La consistencia de la información obtenida fue revisada y comparada con nuestro sistema de referencia el pulsioxímetro.
- Se diseñó una interfaz gráfica que permite mediante iconos interactuar con los elementos gráficos de la aplicación, esto basado en uno de los objetivos específicos.
- A partir del análisis estadístico, podemos determinar que el sistema de medición funciona con un error admisible cuando el individuo se encuentra en estado de reposo. Por el contrario, cuando el individuo está en estado de agitación, la captación de la señal no es óptima. Este problema, que se presentó durante el desarrollo del experimento, probablemente se debe a la interferencia generada por las gotas de sudor que se acumulan en la frente, es decir, nuestra región de interés.
- El cálculo de la saturación de oxígeno para los dos métodos presentados, no es válido como debido a que es una medida obtenida de forma empírica, y que no está basada en algún principio físico..
- Para la óptima captación de la saturación de oxígeno fue necesario agregar 5 leds infrarrojos y 10 leds rojos al modelo de la lámpara diseñada para la prueba piloto, debido a que se presentó una señal muy débil. Con el aumento de la zona irradiada por

las diferentes longitudes de onda (infrarroja y roja respectivamente) se mejoró la obtención de la señal de análisis.

- Para la captación de la señal hubo que ubicar los elementos para la medición en una zona donde ingresa la luz natural, debido a que se presentaron problemas para realizar las pruebas en zonas con poca iluminación. Es resaltar igualmente que en la noche se obtenía una señal muy débil, por lo cual no se pudo realizar ninguna prueba durante este periodo el día.
- Se logró establecer que la señal extraída para el paciente de 2 años fue más limpia, dándole el enfoque neonatal e impacto social que este proyecto quiere destacar.

## **1.12.PERSPECTIVAS**

Con base en los resultados obtenidos en este proyecto de investigación, se concluye que las señales biológicas adquiridas en el infrarrojo cercano son un mecanismo de evaluación de fácil manipulación. Se presentan a continuación las perspectivas de trabajo futuro.

- Con base a los expuesto en el documento, el sistema de medición de frecuencia cardiaca, respiratoria y saturación de oxígeno presentado podría implementarse en un prototipo para la medición de estas variables a través de la PPG por imágenes, lo anterior gracias al costo reducido y el bajo porcentaje de error obtenido en los resultados.
- A partir de los resultados se espera perfeccionar las mediciones a futuro, además de implementar un sistema de selección de ROI automático. Ello daría paso a una posible implementación del sistema para el monitoreo de niños entre los 0 y los 5 años.
- Durante la prueba piloto se utilizaron solo 5 ledes infrarrojos, con los cuales se obtuvo una buena señal para el cálculo de la frecuencia cardiaca utilizando otra región del cuerpo. En esa ocasión se utilizó la mano del individuo que se sometió a la prueba. Con base en lo anterior se propone explorar nuevas regiones de interés en la implementación para futuras investigaciones relacionadas con la toma de signos vitales usando sistemas fotoplethismográficos.

## Referencias

- [1] X. Teng, Y. Zhang, “Study The effect of contacting force on Force on Pulse Transit Time”, *Physiol. Meas*, vol. 25, pp. 1323-1335, 2004.
- [2] W. Verkruyse, L.O. Svaasand, J. S. Nelson, “Remote plethysmographic imaging using ambient light”, *Opt. Express*, vol. 16, pp. 21434-21445, 2008.
- [3] A. Kamshilin<sup>1</sup>, E. Nippolainen, I. Sidorov, et al., “A new look at the essence of the imaging photoplethysmography”, *Sci, Rep*, vol. 5, pp. X-X, 2015.
- [4] S. Bobbia, R. Macwan, Y. Benezeeth, et al., “Unsupervised skin tissue segmentation for remote photoplethysmography”, *ScienceDirect*, 1, pp. X-X, jun, 2019.
- [5] U. Bal, “Non-contact estimation of heart rate and Oxygen saturation using ambient light”, *Biomed. Opt Express*, vol. 6, n.º 1, pp. X-X, 2014.
- [6] Q. Fan, K. Li, “Non-contact remote estimation of cardiovascular parameters” 28 september 2017.
- [7] F. Sibylle, M. Virginie, B. Fabian, et al. “Imaging Photoplethysmography: ¿what are best locations on the face to Estimate Heart Rate?”, *Nombre de la revista*, vol. 43, pp. :341-314, 2016.
- [8] M. L. Dotor, R. Giannetti, “Fotoplethysmografía por reflexión con LEDs infrarrojos para evaluar órganos y tejidos intraabdominales: estudio inicial en cerdos”, Instituto de Microelectrónica de Madrid, Centro Nacional de Microelectrónica, CSIC, Isaac Newton 8, Tres Cantos, 28760 Madrid (España).
- [9] Y. Sun, Imaging photoplethysmography: towards effective physiological measurements. Loughborough University, Thesis, 2011, Disponible en: <https://hdl.handle.net/2134/9143>



- [10] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement”, Regional Medical Physics Department, Freeman Hospital, Newcastle upon Tyne NE7 7DN, UK.
- [11] A.L. Neita-Niño, M.A. Rivera-Rueda, L.A. Fernández-Carrocerac, M.L. Granados-Cepeda, I.A. Coronado-Zarco y J.A. Cardona-Pérezf, “Reanimación neonatal en prematuros de 27 a 30 semanas de gestación, con determinación de requerimientos de oxígeno, porcentaje de saturación y su relación con la morbilidad neonatal”.
- [12] Andrea Nemcovaa, Ivana Jordanovaa, Martin Vareckaa, Radovan Smiseka, Lucie Marsanovaa, Lukas Smital a, Martin Viteka, “Monitoring of heart rate, blood oxygen saturation, and blood pressure using a smartphone”, a Department of Biomedical Engineering, Brno University of Technology, Technická 12, 616 00 Brno, Czech Republic.
- [13] Richard Macwan, Yannick Benezeth, Alamin Mansouri, “Heart rate estimation using remote photoplethysmography with multi-objective optimization”, Le2i UMR6306, CNRS, Arts et Métiers, Univ. Bourgogne Franche-Comté, Dijon, France.
- [14] A. Cenci, D. Liciotti, E. Frontoni, A. Mancini, P. Zingaretti “NON-CONTACT MONITORING OF PRETERM INFANTS USING RGB-D CAMERA”, Proceedings of the ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference IDETC/CIE 201.
- [15] M. A. Hassana, A. S. Malika, D. Fofib, et al., “Heart rate estimation using facial video: A review”, *Nombre abreviado de la revista*, vol. x, n.º x, pp. x-x, año.
- [16] S. P. Penagos, L. D. Salazar, F. E. Vera, Guías Para urgencias 6, Capítulo ix, Control de signos vitales, p. 1465.
- [18] J. C. Cobos, M. Abderrahim, “Measuring Heart and Breath Rates by Image Photoplethysmography using Wavelets Technique”, *Ieee Latin America Transactions*, vol. 15, n.º 10, pp. x-x, oct, 2017.

- [19] S. Ramírez-García, P. H. Carranza-Castro, J. Gutiérrez-Salinas, et al, “Aplicación en medicina de la espectroscopia de infrarrojo cercano”, *Med Int Mex*, vol. 28, n.º 4, pp. 365-370, 2012.
- [20] J. A. Rodríguez, H. Garrido, A. Martínez, y M. A. García, “Exactitud y Errores de la Oximetría de Pulso”, Instituto Central de investigación Digital (ICID)/DEM, Sociedad Cubana de Bioingeniería.
- [21] D. Cobo, P. Daza, “Signos vitales en pediatría”, *Gastrohnut*, vol. 13, n.º 1, pp. A58+, 2011.
- [22] Sinhal R., Singh K., Raghuwanshi M.M. “An Overview of Remote Photoplethysmography Methods for Vital Sign Monitoring”, In: Gupta M., Konar D., Bhattacharyya S., Biswas S. (eds) *Computer Vision and Machine Intelligence in Medical Image Analysis. Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol 992. Springer, Singapore, 2020.
- [23] Heart Rate. En Binder M.D., Hirokawa N., Windhorst U. (eds) *Encyclopedia of Neuroscience*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2009.

## **APÉNDICES Y ANEXOS**

## ANEXO 1. CONSENTIMIENTO INFORMADO (MODELO)



### UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN UN ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN EXPERIMENTAL

Fecha: 23/03/2020

#### DATOS GENERALES

**Responsable del estudio:** Semillero de Investigación de Bioingeniería –  
Facultad de Ciencias Básicas – Universidad Tecnológica de Pereira

**Nombre de los Investigadores:** Leidy Johana Quintero López - Jan Carlo  
Gómez Sierra

**Cédula de Ciudadanía:** 1094906471 de Armenia – 1112791058 de Cartago

**Cargo:** Ingenieros Físicos

**Nombre del proyecto:** PROCESAMIENTO DE IMÁGENES PARA LA  
ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOLÓGICAS MEDIANTE TÉCNICAS  
FOTOPLESTISMOGRÁFICAS EN PACIENTES NEONATOS

#### INVITACIÓN

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación experimental. El propósito de este proyecto es estudiar el funcionamiento de



un algoritmo que a través del procesamiento de imágenes captadas en una webcam arroja los valores para la frecuencia cardíaca y la saturación de Oxígeno del paciente. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Siéntase con absoluta libertad de preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto. Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme esta forma de consentimiento.

**JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO:** La justificación de este proyecto nace de la necesidad de desarrollar un método que no requiera de contacto físico para los pacientes, en especial para los neonatos debido a la fragilidad de su cuerpo.

**OBJETIVO DEL ESTUDIO:** A usted se le está invitando a participar en un estudio de investigación que tiene como objetivo la captura de imágenes de su rostro y parte superior de la mano izquierda para el posterior procesamiento y obtención de los valores para las variables de estudio.

**PROCEDIMIENTO DEL ESTUDIO:** En caso de aceptar participar usted estará durante este procedimiento frente a la cámara en primera instancia a una distancia de 30 cm, iluminado si la parte superior de su mano y posteriormente en su rostro con un conjunto de leds infrarrojos. Se le tomarán imágenes exclusivamente de la mano y del rostro, ya que estas representan las regiones de interés. Inicialmente usted presentará un formulario en el que consentirá su participación de la prueba, usted se ubicará en la zona de captura de las imágenes, luego de las primeras tomas usted debe realizar algún ejercicio que eleve sus pulsaciones cardíacas, luego se procederá a tomar nuevamente las imágenes de su mano y su rostro. Lo anterior con el fin de corroborar que el software identifica los cambios que se presentan en la frecuencia cardíaca.



un algoritmo que a través del procesamiento de imágenes captadas en una webcam arroja los valores para la frecuencia cardíaca y la saturación de Oxígeno del paciente. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Siéntase con absoluta libertad de preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto. Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme esta forma de consentimiento.

**JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO:** La justificación de este proyecto nace de la necesidad de desarrollar un método que no requiera de contacto físico para los pacientes, en especial para los neonatos debido a la fragilidad de su cuerpo.

**OBJETIVO DEL ESTUDIO:** A usted se le está invitando a participar en un estudio de investigación que tiene como objetivo la captura de imágenes de su rostro y parte superior de la mano izquierda para el posterior procesamiento y obtención de los valores para las variables de estudio.

**PROCEDIMIENTO DEL ESTUDIO:** En caso de aceptar participar usted estará durante este procedimiento frente a la cámara en primera instancia a una distancia de 30 cm, iluminado si la parte superior de su mano y posteriormente en su rostro con un conjunto de leds infrarrojos. Se le tomarán imágenes exclusivamente de la mano y del rostro, ya que estas representan las regiones de interés. Inicialmente usted presentará un formulario en el que consentirá su participación de la prueba, usted se ubicará en la zona de captura de las imágenes, luego de las primeras tomas usted debe realizar algún ejercicio que eleve sus pulsaciones cardíacas, luego se procederá a tomar nuevamente las imágenes de su mano y su rostro. Lo anterior con el fin de corroborar que el software identifica los cambios que se presentan en la frecuencia cardíaca.



#### CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo,

\_\_\_\_\_ id  
entificado (a) con cédula de ciudadanía \_\_\_\_\_ de  
\_\_\_\_\_ he leído y comprendido la información anterior y mis  
preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado  
(a) y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o  
difundidos con fines científicos, no he tenido que recibir pago o hacer gasto  
alguno por mi participación en la toma de medidas. Acepto voluntariamente  
participar en este estudio de investigación.

Para su constancia se firma a los \_\_\_\_\_ días del mes de \_\_\_\_\_  
del año \_\_\_\_\_ en la ciudad de Pereira.

\_\_\_\_\_  
Firma del participante

## ANEXO 2. PSEUDOCÓDIGO (MODELO)

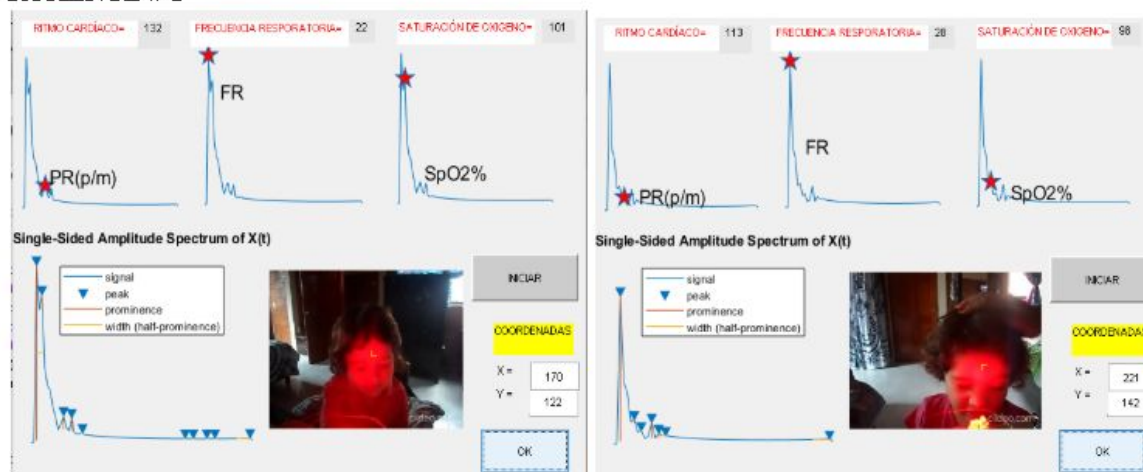
```

Procesamiento de señales fotoplethysmograficas
  Leer datos del video
  Definir
    Periodo de muestreo, frecuencia de muestreo, longitud de la señal
  Escribir "Introduzca coordenadas X y Y";
  Leer (X, Y)
  Definir
    Ancho y alto
  Mientras haya video
    Lee el fotograma del video
    Desde la coordenada Y hasta Y+ altura y X hasta X+ ancho
    Para
      i=1 devuelve un vector de fila cuyos elementos contiene la longitud de la dimensión
        de la variable que leyó el fotograma
      para
        j=1 devuelve un vector de fila cuyos elementos contiene la longitud de la dimensión
          de la variable que leyó el fotograma
        suma la matriz de i y j en el canal verde
      Fin
    Fin
  Promediar la suma sobre la cantidad de elementos de la matriz i y j
  Fin
(b = fir1(n,Wn)) bandpass Utilizar una ventana Hamming para diseñar un paso de
  banda
(filter) Filtrar los datos de entrada utilizando una transferencia racional definido por
  los coeficientes numerador y denominador de la ventana
(FFT) Calcular la transformada rápida de Fourier
  Leer
  Frecuencia de muestreo por los pasos desde cero hasta la mitad de la transformada
  de Fourier sobre la misma transformada de Fourier
  Graficar
(Findpeaks) Ubicar los picos de interés de la gráfica
  Escribir "señales biológicas:"; Frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria y
  saturación de oxígeno;
  Fin del proceso

```

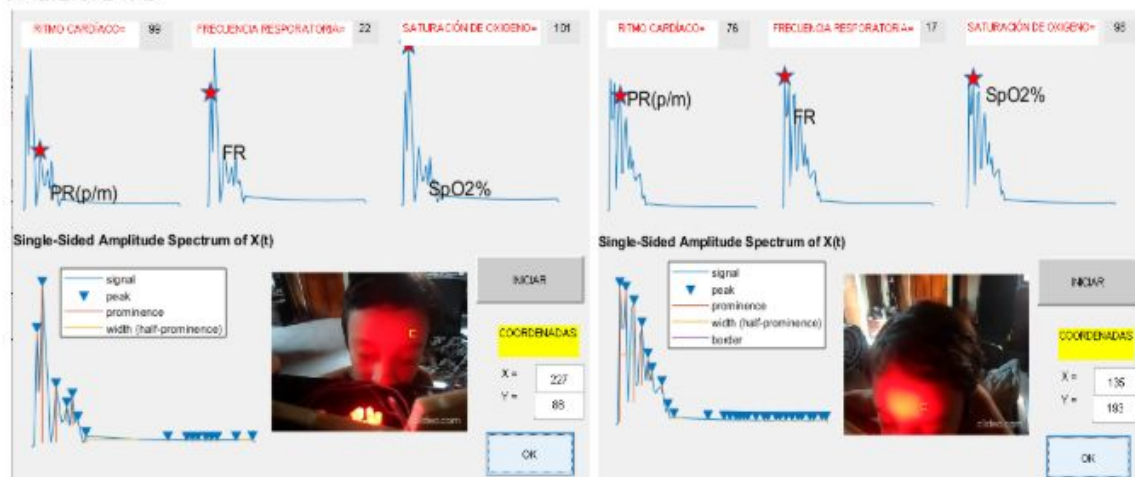
## APÉNDICE 1. EVIDENCIA DE LAS PRUEBAS REALIZADAS A LOS NUEVE PACIENTES

### PACIENTE # 1



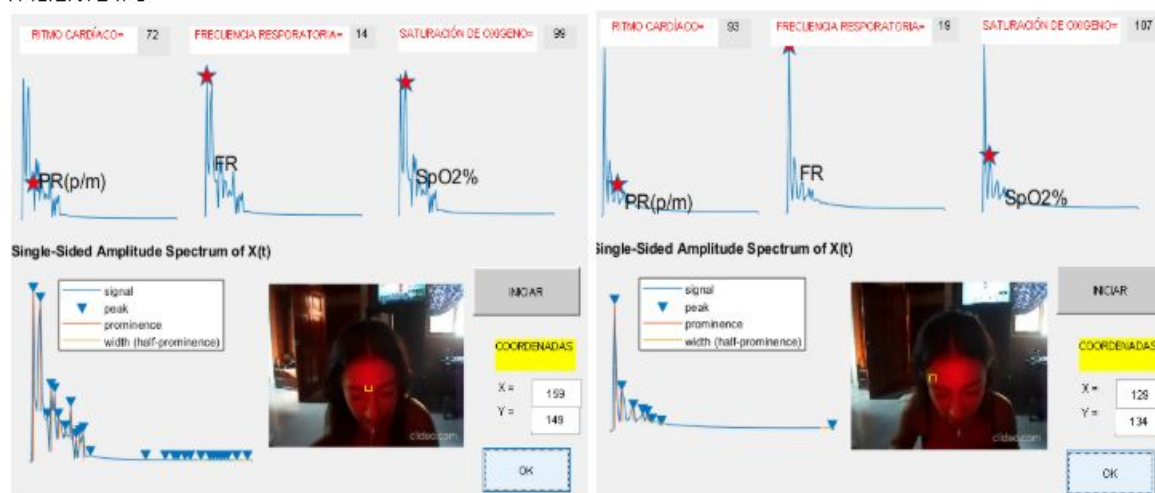
ESTADO DEL PACIENTE #1	EDAD (Años)	# PRUEBA S	SEÑALES BIOLÓGICAS						COORDENADAS
			PULSIOXIMETRO			PROGRAMA			
			PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	
EN REPOSO	2	1	124	22	96	132	22	101	170.122
AGITADO		2	113	26	97	113	28	98	221.142

### PACIENTE # 2



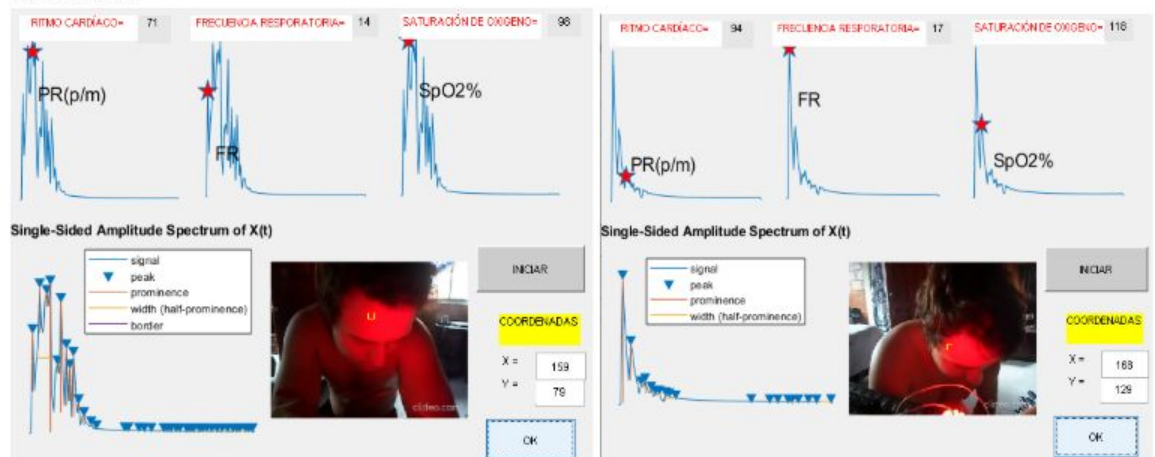
ESTADO DEL PACIENTE #2	EDAD (Años)	# PRUEBAS	SEÑALES BIOLÓGICAS						COORDENADA S
			PULSIOXIMETRO			PROGRAMA			
			PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	
EN REPOSO	9	1	78	17	97	76	17	98	135.193
AGITADO		2	99	21	95	99	22	101	227.88

## PACIENTE # 3



ESTADO DEL PACIENTE #3	EDAD (Años)	# PRUEBAS	SEÑALES BIOLÓGICAS						
			PULSIOXIMETRO			PROGRAMA			COORDENADAS
			PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	
EN REPOSO	14	1	76	14	94	72	14	99	159.149
AGITADO		2	93	14	92	93	14	107	129.134

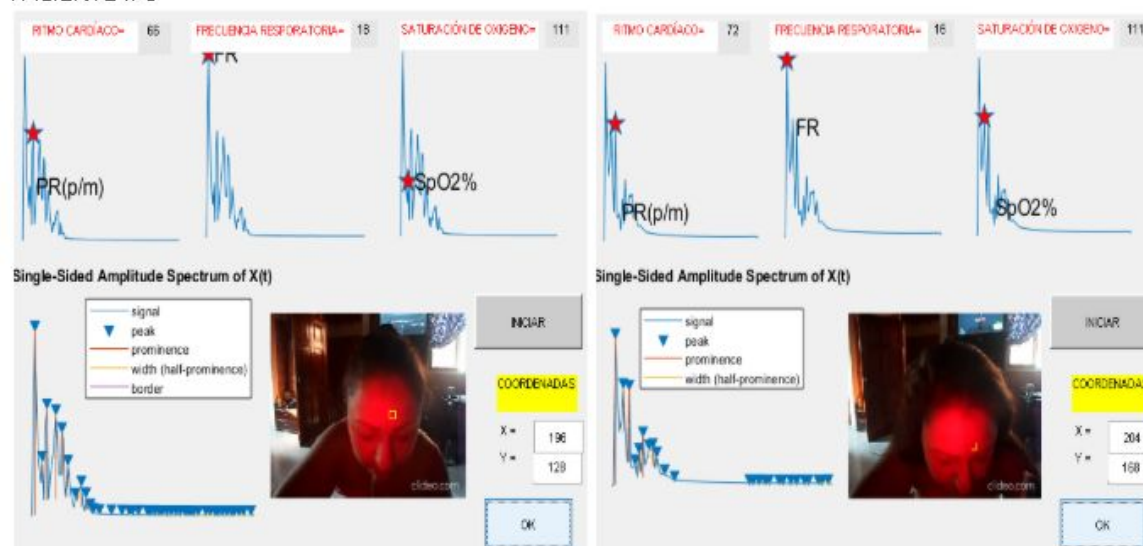
## PACIENTE # 4



ESTADO DEL PACIENTE #4	EDAD (Años)	# PRUEBA S	SEÑALES BIOLÓGICAS						COORDENADAS
			PULSIOXIMETRO			PROGRAMA			
			PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	
EN REPOSO	23	1	71	14	99	71	14	98	159.79
AGITADO		2	100	17	100	99	17	118	168.129



## PACIENTE # 5



ESTADO DEL PACIENTE #5	EDAD (Años)	# PRUEBAS	SEÑALES BIOLÓGICAS						COORDENADA S
			PULSIOXIMETRO			PROGRAMA			
			PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	
EN REPOSO	30	1	67	18	98	66	18	111	196.128
AGITADO		2	75	17	97	72	16	111	204.168

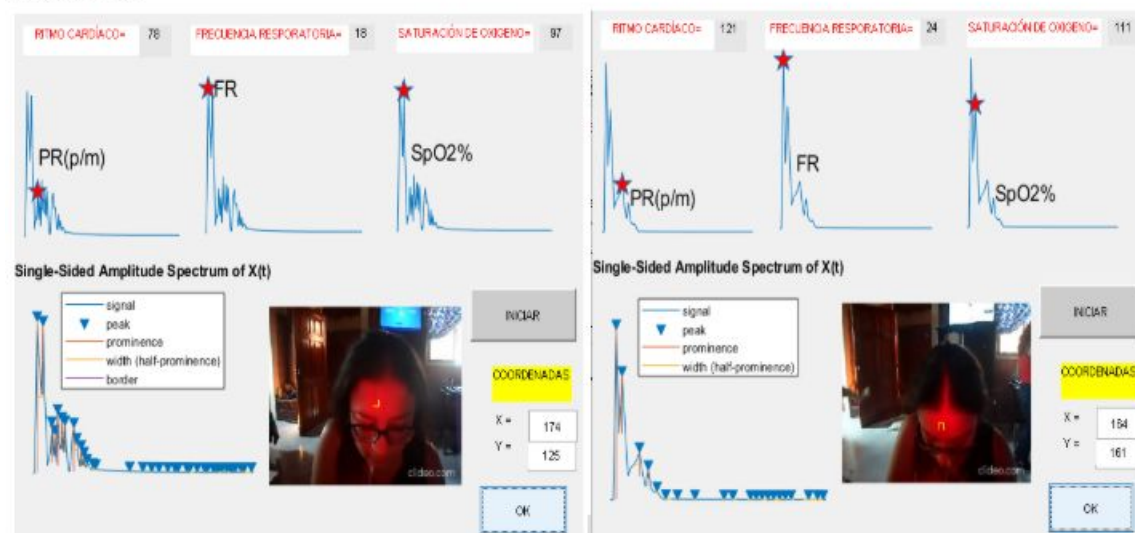
## PACIENTE # 6



ESTADO DEL PACIENTE #7	EDAD (Años)	# PRUEBAS	SEÑALES BIOLÓGICAS						COORDENADAS
			PULSIOXIMETRO			PROGRAMA			
			PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	
EN REPOSO	33	1	78	18	96	78	18	97	174.125
AGITADO		2	124	20	94	121	24	111	164.161

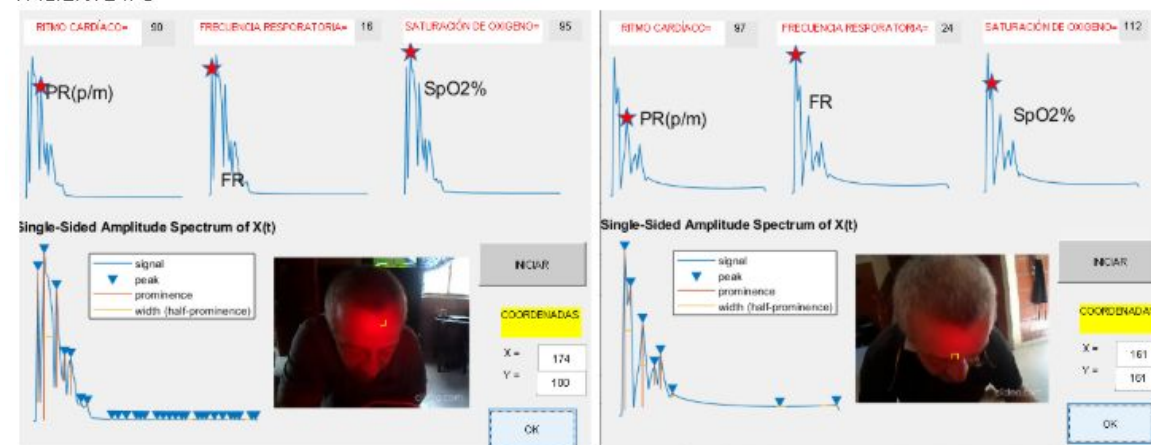


## PACIENTE # 7



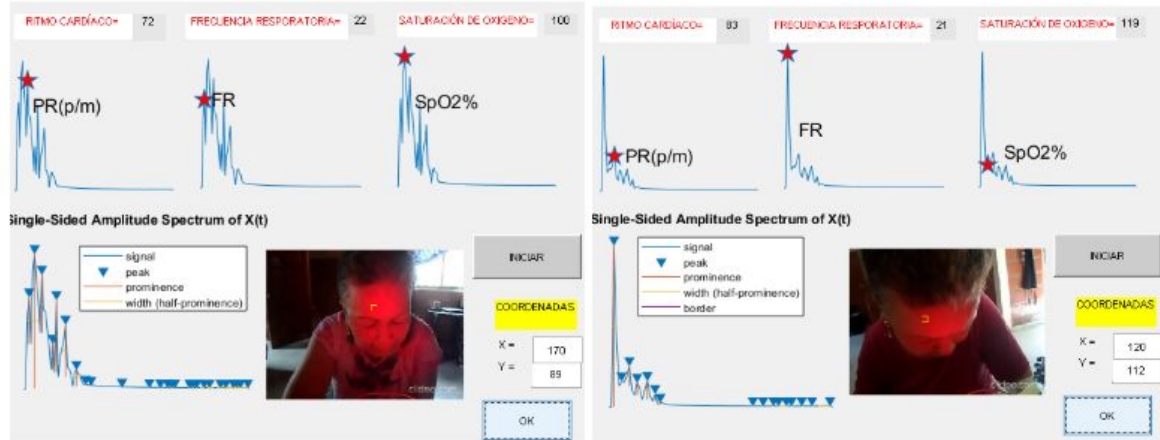
ESTADO DEL PACIENTE #7	EDAD (Años)	# PRUEBAS	SEÑALES BIOLÓGICAS						COORDENADA S
			PULSIOXIMETRO			PROGRAMA			
			PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	
EN REPOSO	33	1	78	18	96	78	18	97	174.125
AGITADO		2	124	20	94	121	24	111	164.161

## PACIENTE # 8



ESTADO DEL PACIENTE #8	EDAD (Años)	# PRUEB AS	SEÑALES BIOLÓGICAS						COORDENADA S
			PULSIOXIMETRO			PROGRAMA			
			PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	
EN REPOSO	62	1	92	14	99	90	14	95	174.100
AGITADO		2	113	22	97	97	24	112	161.161

## PACIENTE # 9



ESTADO DEL PACIENTE #9	EDAD (Años)	# PRUEBA S	SEÑALES BIOLÓGICAS						COORDENADAS
			PULSIOXIMETRO			PROGRAMA			
			PR	FR	SpO2	PR	FR	SpO2	
EN REPOSO	63	1	75	18	97	72	22	100	170.89
AGITADO		2	85	20	97	83	21	119	120.112